

Europäisches
Patentamt

European Patent
Office

PCT/EP 01 / 11633
Office européen
des brevets

REC'D 04 JAN 2002

WIPO PCT

PCT/EP 01/11633



Bescheinigung

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten internationalen Patentanmeldung überein.

Certificate

The attached documents are exact copies of the international patent application described on the following page, as originally filed.

Attestation

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet international spécifiée à la page suivante.

BEST AVAILABLE COPY

Den Haag, den
The Hague,
La Haye, le

20. 12. 01

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts
Im Auftrag
For the President of the European Patent Office
Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

NATHALIE KUIPER

Patentanmeldung Nr.
Patent application no.
Demande de brevet n°

PCT/EP 00/09842



Anmeldung Nr.: PCT/EP 00/09842
Application no.:
Demande n°:

Anmelder:
Applicant(s):
Demandeur(s):
1. Physoptics Opto-Electronic GmbH - Starnberg, Deutschland
2. EBERL, Roland H. C. - Starnberg, Deutschland
3. EBERL, Heinrich A. - Starnberg, Deutschland

Bezeichnung der Erfindung:
Title of the invention:
Titre de l'invention:
Verfahren und Vorrichtung zur Überspielung von optischen Informationen auf die menschliche Netzhaut

Anmeldetag:
Date of filing:
Date de dépôt:
07 Oktober 2000 (07.10.00)

In Anspruch genommene Priorität(en)
Priority(ies) claimed
Priorité(s) revendiquée(s)

Staat:	Tag:	Aktenzeichen:
State:	Date:	File no.
Pays:	Date:	Numéro de dépôt:

Benennung von Vertragsstaaten : Siehe Formblatt PCT/RO/101 (beigefügt)
Designation of contracting states : See Form PCT/RO/101 (enclosed)
Désignation d'états contractants : Voir Formulaire PCT/RO/101 (ci-joint)

Bemerkungen:
Remarks:
Remarques:

Feld Nr. V BESTIMMUNG VON STAATEN

Die folgenden Bestimmungen nach Regel 4.9 Absatz a werden hiermit vorgenommen (bitte die entsprechenden Kästchen ankreuzen; wenigstens ein Kästchen muß angekreuzt werden):

Regionales Patent

- ☒ **AP ARIPO-Patent:** GH Ghana, GM Gambia, KE Kenia, LS Lesotho, MW Malawi, SD Sudan, SL Sierra Leone, SZ Swasiland, TZ Vereinigte Republik Tanzania, UG Uganda, ZW Simbabwe und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat des Harare-Protokolls und des PCT ist
- ☒ **EA Eurasisches Patent:** AM Armenien, AZ Aserbaidshan, BY Belarus, KG Kirgisistan, KZ Kasachstan, MD Republik Moldau, RU Russische Föderation, TJ Tadschikistan, TM Turkmenistan und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat des Eurasischen Patentübereinkommens und des PCT ist
- ☒ **EP Europäisches Patent:** AT Österreich, BE Belgien, CH und LI Schweiz und Liechtenstein, CY Zypern, DE Deutschland, DK Dänemark, ES Spanien, FI Finnland, FR Frankreich, GB Vereinigtes Königreich, GR Griechenland, IE Irland, IT Italien, LU Luxemburg, MC Monaco, NL Niederlande, PT Portugal, SE Schweden und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat des Europäischen Patentübereinkommens und des PCT ist
- ☒ **OA OAPI-Patent:** BF Burkina Faso, BJ Benin, CF Zentralafrikanische Republik, CG Kongo, CI Côte d'Ivoire, CM Kamerun, GA Gabun, GN Guinea, GW Guinea-Bissau, ML Mali, MR Mauretanien, NE Niger, SN Senegal, TD Tschad, TG Togo und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat der OAPI und des PCT ist (falls eine andere Schutzrechtsart oder ein sonstiges Verfahren gewünscht wird, bitte auf der gepunkteten Linie angeben)

Nationales Patent (falls eine andere Schutzrechtsart oder ein sonstiges Verfahren gewünscht wird, bitte auf der gepunkteten Linie angeben):

- | | |
|---|---|
| <input checked="" type="checkbox"/> AE Vereinigte Arabische Emirate | <input checked="" type="checkbox"/> LR Liberia |
| <input checked="" type="checkbox"/> AL Albanien | <input checked="" type="checkbox"/> LS Lesotho |
| <input checked="" type="checkbox"/> AM Armenien | <input checked="" type="checkbox"/> LT Litauen |
| <input checked="" type="checkbox"/> AT Österreich | <input checked="" type="checkbox"/> LU Luxemburg |
| <input checked="" type="checkbox"/> AU Australien | <input checked="" type="checkbox"/> LV Lettland |
| <input checked="" type="checkbox"/> AZ Aserbaidshan | <input checked="" type="checkbox"/> MA Marokko |
| <input checked="" type="checkbox"/> BA Bosnien-Herzegowina | <input checked="" type="checkbox"/> MD Republik Moldau |
| <input checked="" type="checkbox"/> BB Barbados | <input checked="" type="checkbox"/> MG Madagaskar |
| <input checked="" type="checkbox"/> BG Bulgarien | <input checked="" type="checkbox"/> MK Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien |
| <input checked="" type="checkbox"/> BR Brasilien | <input checked="" type="checkbox"/> MN Mongolei |
| <input checked="" type="checkbox"/> BY Belarus | <input checked="" type="checkbox"/> MW Malawi |
| <input checked="" type="checkbox"/> CA Kanada | <input checked="" type="checkbox"/> MX Mexiko |
| <input checked="" type="checkbox"/> CH und LI Schweiz und Liechtenstein | <input checked="" type="checkbox"/> NO Norwegen |
| <input checked="" type="checkbox"/> CN China | <input checked="" type="checkbox"/> NZ Neuseeland |
| <input checked="" type="checkbox"/> CR Costa Rica | <input checked="" type="checkbox"/> PL Polen |
| <input checked="" type="checkbox"/> CU Kuba | <input checked="" type="checkbox"/> PT Portugal |
| <input checked="" type="checkbox"/> CZ Tschechische Republik | <input checked="" type="checkbox"/> RO Rumänien |
| <input checked="" type="checkbox"/> DE Deutschland | <input checked="" type="checkbox"/> RU Russische Föderation |
| <input checked="" type="checkbox"/> DK Dänemark | <input checked="" type="checkbox"/> SD Sudan |
| <input checked="" type="checkbox"/> DM Dominica | <input checked="" type="checkbox"/> SE Schweden |
| <input checked="" type="checkbox"/> EE Estland | <input checked="" type="checkbox"/> SG Singapur |
| <input checked="" type="checkbox"/> ES Spanien | <input checked="" type="checkbox"/> SI Slowenien |
| <input checked="" type="checkbox"/> FI Finnland | <input checked="" type="checkbox"/> SK Slowakei |
| <input checked="" type="checkbox"/> GB Vereinigtes Königreich | <input checked="" type="checkbox"/> SL Sierra Leone |
| <input checked="" type="checkbox"/> GD Grenada | <input checked="" type="checkbox"/> TJ Tadschikistan |
| <input checked="" type="checkbox"/> GE Georgien | <input checked="" type="checkbox"/> TM Turkmenistan |
| <input checked="" type="checkbox"/> GH Ghana | <input checked="" type="checkbox"/> TR Türkei |
| <input checked="" type="checkbox"/> GM Gambia | <input checked="" type="checkbox"/> TT Trinidad und Tobago |
| <input checked="" type="checkbox"/> HR Kroatien | <input checked="" type="checkbox"/> TZ Vereinigte Republik Tanzania |
| <input checked="" type="checkbox"/> HU Ungarn | <input checked="" type="checkbox"/> UA Ukraine |
| <input checked="" type="checkbox"/> ID Indonesien | <input checked="" type="checkbox"/> UG Uganda |
| <input checked="" type="checkbox"/> IL Israel | <input checked="" type="checkbox"/> US Vereinigte Staaten von Amerika |
| <input checked="" type="checkbox"/> IN Indien | <input checked="" type="checkbox"/> UZ Usbekistan |
| <input checked="" type="checkbox"/> IS Island | <input checked="" type="checkbox"/> VN Vietnam |
| <input checked="" type="checkbox"/> JP Japan | <input checked="" type="checkbox"/> YU Jugoslawien |
| <input checked="" type="checkbox"/> KE Kenia | <input checked="" type="checkbox"/> ZA Südafrika |
| <input checked="" type="checkbox"/> KG Kirgisistan | <input checked="" type="checkbox"/> ZW Simbabwe |
| <input checked="" type="checkbox"/> KP Demokratische Volksrepublik Korea | |
| <input checked="" type="checkbox"/> KR Republik Korea | |
| <input checked="" type="checkbox"/> KZ Kasachstan | |
| <input checked="" type="checkbox"/> LC Saint Lucia | |
| <input checked="" type="checkbox"/> LK Sri Lanka | |

Kästchen für die Bestimmung von Staaten, die dem PCT nach der Veröffentlichung dieses Formblatts beigetreten sind:

☐
 ☐

Erklärung bzgl. vorsorglicher Bestimmungen: Zusätzlich zu den oben genannten Bestimmungen nimmt der Anmelder nach Regel 4.9 Absatz b auch alle anderen nach dem PCT zulässigen Bestimmungen vor mit Ausnahme der im Zusatzfeld genannten Bestimmungen, die von dieser Erklärung ausgenommen sind. Der Anmelder erklärt, daß diese zusätzlichen Bestimmungen unter dem Vorbehalt einer Bestätigung stehen und jede zusätzliche Bestimmung, die vor Ablauf von 15 Monaten ab dem Prioritätsdatum nicht bestätigt wurde, nach Ablauf dieser Frist als vom Anmelder zurückgenommen gilt. (Die Bestätigung (einschließlich der Gebühren) muß beim Anmeldeamt innerhalb der Frist von 15 Monaten eingehen.)

81PO4504

Beschreibung

- 5 Verfahren und Vorrichtung zur Überspielung von optischen Informationen auf die menschliche Netzhaut.

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung
10 eines vorzugsweise seriell arbeitenden, ein auf die Netzhaut einfallendes Bild aufnehmenden Scansystems und eines Informations-Projektionssystems, gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1. Ferner bezieht sich die Erfindung auf eine Vorrichtung zur Durchführung
15 eines Verfahrens.

Aus der DE 19631414 A1 ist eine Vorrichtung zur Aufnahme des Netzhautreflexbildes und zur Überlagerung von Zusatzbildern im Auge bekannt geworden. Dabei wird das Bild auf der Netzhaut des Auges mit einem Scannersystem abgetastet und lichtempfindlichen Sensoren zugeführt. Die Sensoren sind mit einem Computersystem gekoppelt, über das sie Signale analysiert, auf geeignete Weise verbessert und zu einem Lichtmodulatorsystem gesendet werden. Durch das Lichtmodulatorsystem werden drei Laser in den Farben rot, grün und
20 blau angesteuert, wobei über geeignete teildurchlässige Spiegel das Licht der drei Laser auf einen gemeinsamen Lichtstrahl zusammengeführt wird. Auf dem gleichen Weg wie das aufgenommene Bild wird dieser Lichtstrahl in das Auge projiziert.

30 Damit sich der Abtaststrahl und der Projektionsstrahl nicht stören, wird im bekannten Fall so vorgegangen, dass der Projektionsvorgang erst dann anläuft, wenn der Scanvorgang für den gesamten abzutastenden Netzhautreflex abgeschlossen ist. Im bekannten Fall geht man dabei davon aus, dass ein "verbesserter" Bildpunkt
35 erst dann in das Auge projiziert werden kann, wenn der Projektions-

onsstrahl beim nächsten Durchlauf genau den Punkt auf der Netzhaut wieder erreicht hat, der zuvor aufgenommen wurde.

Abgesehen davon, dass das bekannte System hochfrequente Umschaltvorgänge zwischen Aufnahme und Projektion erfordert, gelingt es mit dem bekannten Verfahren nicht in jedem Fall, die Information, z. B. eine Bildverbesserung, so aufzubringen, dass sie dem momentanen, auf die Netzhaut einfallenden Bild optimal angepasst ist. Denn während der Zeitspanne, die durch das Abschließen des Scanvorgangs, durch den Umschaltvorgang und durch das Nachfahren des Projektionsstrahls zum ausgewählten Aufnahmepunkt vergeht, kann sich das Bild im Auge bereits verändert haben. Darüber hinaus sind hohe Bildwechselfrequenzen erforderlich, um ein Flackern des Bildeindrucks zu unterdrücken.

15

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 bzw. eine Vorrichtung gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 3 derart weiterzubilden, dass das Spektrum der optischen Information und damit das Anwendungsgebiet des Verfahrens und der Vorrichtung bei verbesserter Genauigkeit und verbesserter Signalverarbeitung erweitert werden kann.

Die Aufgabe wird hinsichtlich des Verfahrens durch die Merkmale des Patentanspruchs 1 und hinsichtlich der Vorrichtung durch die Merkmale des Patentanspruchs 3 gelöst.

Erfindungsgemäß erfolgt die Projektion von Informationen auf die Netzhaut des menschlichen Auges bei laufendem Abtastvorgang. Die Erfindung beruht auf den Gedanken, dass es für die Einspielung der Information in vielen Fällen nicht darauf ankommt, vorab einen kompletten Scanvorgang des auf das Auge einfallenden Bildes vorzunehmen. Die bislang für die Projektion ungenutzte Zeitspanne des Scanvorgangs kann erfindungsgemäß voll für die Aufbereitung und die Einspielung von Information, beispielsweise für die Bildver-

besserung herangezogen werden, wodurch es gelingt, die erforderliche Information, wie zum Beispiel ein den Bildpunkt verbesserndes Signal schneller auf die Netzhaut zu projizieren, oder aber einen vollen Scanzyklus von beispielsweise 20ms optimal zu nutzen, um
5 eine entsprechende Signalverarbeitung vorzunehmen. Auf diese Weise eröffnet das erfindungsgemäße Verfahren die Möglichkeit, wesentlich komplexere Verarbeitungen in der vorgegebenen Zeitspanne durchführen zu können.

10 Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindungen sind Gegenstand der Unteransprüche.

Vorteilhafter Weise läuft nach einem partiellen Abtasten des Bildes ein partieller Projektionsvorgang ab. Der dabei abgetastete
15 Bereich kann eine Linie, eine Fläche, eine Bildpunktsequenz oder aber auch ein einzelner Bildpunkt sein.

Wenn gemäß Anspruch 4 ein seriell arbeitendes Scan- und Projektionssystem mit vorbestimmten Bewegungsmustern des Abtast- und
20 Projektionsstrahls Anwendung findet, gibt es grundsätzlich zwei vorteilhafte Ausgestaltungen der Vorrichtung.

Gemäß Anspruch 4 eilt der Strahl des projizierten Lichts dem Strahl des aufgenommenen Lichts nach. Diese Ausführungsform hat
25 den Vorteil, dass sie nach wie vor mit einer Anordnung arbeiten kann, bei der der Strahlengang des Scan- und des Projektionssystems deckungsgleich ist. Um jedoch hochfrequente Umschaltvorgänge zwischen Aufnahme- und Projektionsbetrieb zu vermeiden, kann dieses System vorteilhafter Weise auch mit getrennten Scan- und Pro-
30 jektionssystemen ausgestattet werden.

Vorzugsweise entspricht der minimale zeitliche Versatz zwischen Aufnahme und Projektion eines Bildpunkts im Wesentlichen der Verarbeitungszeit des zuvor aufgenommenen Bildsignals bzw. der zu-
35 vor aufgenommenen Bildsignale.

Wenn getrennte Systeme für das Abtasten des auf die Netzhaut einfallenden Bildes und für die Projektion von Informationen auf die Netzhaut vorgesehen sind, ist es von Vorteil, die Vorrichtung gemäß Anspruch 7 auszubilden. Da die Bewegungsmuster des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander versetzt sind, können das Scan- und das Projektionssystem nahezu ungehindert parallel arbeiten, wodurch zusätzliche Zeit für die Signalverarbeitung gewonnen wird. Um die Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls besonders einfach synchronisieren zu können, ist es von Vorteil, die Bewegungsmuster zueinander in vorbestimmter Art und Weise zu versetzen. Dies kann beispielsweise dadurch geschehen, dass die Bewegungsmuster um einen vorbestimmten kleinen Winkel lageversetzt werden, oder dadurch, dass die Bewegungsmuster zueinander um einen vorbestimmten kleinen Abstand radial zueinander versetzt werden.

Bezüglich der Komponenten für die Realisierung des Scan- und des Projektionssystems kann auf diejenigen Bauteile zurückgegriffen werden, die bereits in der DE 196 31 414 A1 beschrieben sind. Auch können die in dieser früheren Patentanmeldung beschriebenen Bewegungsmuster für den Abtast- und den Projektionsstrahl Anwendung finden. Für den Fall, dass getrennte Systeme für den Scanvorgang und den Projektionsvorgang verwendet werden, ist es zur Realisierung der nötigen Synchronisation der beiden Bewegungsmuster von Vorteil, mit Scannerspiegeln aus dem Gebiet der Microsystemtechnik zu arbeiten, wobei beispielsweise beide Scannerspiegel auf einem Mikrochip angeordnet werden können.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung entspricht das Bewegungsmuster des Abtast- und/oder Projektionsstrahls einer Spirale. Dies hat im Vergleich zu der Ausführungsform gemäß Anspruch 14 den Vorteil, dass kein Zeilensprung durchlaufen werden muss.

Wenn eine Scanspirale bzw. ein Kreis- oder Ellipsenscan Anwendung findet, ist es vorteilhaft, die einzelnen Bahnen mit un-

- terschiedlichem Abstand zueinander verlaufen zu lassen, wobei im Zentrum der Spirale bzw. der konzentrischen Kreise oder Ellipsen der Abstand zwischen den Bahnen kleiner sein sollte und sich mit dem Abstand zum Mittelpunkt der Spiral- bzw. der konzentrischen Kreisanordnung vergrößert. Dadurch wird im Bereich des Zentrums des Bewegungsmusters, in dem sich auch die fovea centralis der Netzhaut befindet und in dem die Dichte der lichtempfindlichen Zellen größer ist, eine entsprechend höhere Auflösung erreicht.
- 5
- 10 Für die Steuerung des Abtast- und Projektionsstrahls entlang der vorgegebenen Bewegungsbahn gibt es mehrere vorteilhafte Varianten, die Gegenstand der Ansprüche 15 bis 17 sind. Besonders vorteilhaft ist die Ausgestaltung gemäß Anspruch 17, da diese Art der Strahlführung der Physiologie des menschlichen Auges optimal angepaßt ist.
- 15

Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen sind Gegenstand der übrigen Unteransprüche.

- 20 Nachstehend werden anhand systematischer Zeichnungen mehrere Ausführungsbeispiele der Erfindung näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 eine schematische Ansicht einer Vorrichtung zur Über-
spielung von Information auf die menschliche Netzhaut in Form ei-
25 nes interaktiven Brillensystems;

Figur 2A ein herkömmliches Bewegungsmuster und das zugehörige
Zeitdiagramm für den Abtaststrahl der Vorrichtung;

- 30 Figur 2B ein herkömmliches Bewegungsmuster und das zugehörige
Zeitdiagramm für den Projektionsstrahl der Vorrichtung;

Figuren 3A bis 7A weitere Ausführungsformen einer interakti-
ven Brille, die mit einer erfindungsgemäßen Vorrichtung ausgestat-
35 tet werden können;

Figuren 3B bis 7B eine Detailzeichnungen von in den Figuren 3A bis 7A dargestellten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen;

5

Figur 8 eine schematisierte perspektivische Darstellung einer Modifikation der Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung, bei der die beiden Vorrichtungen getrennte Strahlengänge haben;

10

Figur 9A und 9B schematische Darstellungen zur Verdeutlichung einer ersten Ausführungsform des Aufnahme- und Wiedergabezyklus unter Berücksichtigung entsprechender Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls entsprechend einer Halbbild-Aufnahme/Wiedergabetechnik mit zugehörigem Zeitdiagramm;

15

Figur 10A und 10B schematische Darstellungen zur Verdeutlichung einer zweiten Ausführungsform des Aufnahme- und Wiedergabezyklus basierend auf einem kreissequentiellen Scan- und Projektionsmodus des Abtast- und Projektionsstrahls entsprechend einer Vollbild-Aufnahme-/Wiedergabetechnik mit zugehörigem Zeitdiagramm;

20

Figur 11A und 11B schematische Darstellungen zur Verdeutlichung einer dritten Ausführungsform des Aufnahme- und Wiedergabezyklus basierend auf einem kreissequentiellen Scan- und Projektionsmodus des Abtast- und Projektionsstrahls entsprechend einer Vollbild-Aufnahme-/Wiedergabetechnik mit zugehörigem Zeitdiagramm;

25

Figur 12A und 12B schematische Darstellungen zur Verdeutlichung einer vierten Ausführungsform des Aufnahme- und Wiedergabezyklus basierend auf einem pixelsequentiellen Scan- und Projektionsmodus des Abtast- und Projektionsstrahls entsprechend einer Vollbild-Aufnahme-/Wiedergabetechnik mit zugehörigem Zeitdiagramm;

30

Figur 13A und 13B schematische Darstellungen zur Verdeutlichung einer einer fünften Ausführungsform des Aufnahme- und Wiedergabezyklus basierend auf einem pixelsequentiellen Scan- und Projektionsmodus des Abtast- und Projektionsstrahls entsprechend einer Vollbild-Aufnahme-/Wiedergabetechnik mit zugehörigem Zeitdiagramm;

Figur 14 eine schematische (vergrößerte) Ansicht eines modifizierten Bewegungsmusters für den Abtast- und Projektionsstrahl;

Figur 15 eine schematische Darstellung einer modifizierten Lagezuordnung zwischen Abtast- und Projektionsstrahl;

Figur 16 eine schematisierte Ansicht eines Scan- und Projektionsstrahl-Bewegungsmusters, wobei die Bewegungsmuster spurgleich durchlaufen werden;

Figur 17 eine schematische Ansicht zur Verdeutlichung des Strahlengangs bei einer weiteren Ausführungsform der Vorrichtung zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut; und

Figur 1 zeigt den grundsätzlichen Aufbau einer Vorrichtung zur Überspielung von optischen Informationen auf die menschliche Netzhaut in der Ausgestaltung eines Informationssystems 100. Das Informationssystem 100 ist in Form eines interaktiven Brillensystems 120 bzw. einer interaktiven Brille 120 ausgeführt, die zwei optische Vorrichtungen 150 umfaßt. Bevorzugt befinden sich die optischen Vorrichtungen 150 jeweilig auf einer Innenseite eines linken 121L oder rechten 121R Bügelteils der Brille 120. Je nach Anwendungsbereich sind auch andere, die Sicht nicht störende Anordnungen der optischen Vorrichtungen, z.B. im Bereich eines über die Nasenwurzel eines Benutzers verlaufenden Nasenstegs 122 der Brille 120, sinnvoll.

Die optische Vorrichtung 150 der Brille 120 ist über Verbindungsleitungen 101 an eine Prozessoreinheit 140 angeschlossen. Sind Photodetektoren und/oder Lichtquellen von den optischen Vorrichtungen umfaßt, dienen die Verbindungsleitungen zur Übertragung von elektrischen Detektor- bzw. Steuersignalen. Die Photodetektoren bzw. Lichtquellen können jedoch in der Prozessoreinheit 140 angeordnet und über lichtleitende Verbindungsleitungen 101 an die optischen Vorrichtungen 150 der Brille 120 angeschlossen werden. Dies trägt zur Gewichtsreduktion der Brille 120 bei.

Anhand der Figuren 2A und 2B ist dargestellt, wie herkömmlicherweise das auf die Netzhaut einfallende Bild - im bekannten Fall der Netzhautreflex - abgetastet und wie anschließend Informationssignale, die beispielsweise zu einer Bildverbesserung führen sollen, auf die Netzhaut projiziert werden. Das Abtast-Bewegungsmuster ist in Figur 2 als Kreis-Scan-Bewegung anhand von einigen ausgewählten konzentrischen Kreisingen angedeutet. Es soll jedoch hervorgehoben werden, daß gleichermaßen ein Zeilen- oder Spiralscan Anwendung finden kann. Man erkennt aus dem Zeitdiagramm, daß in einer Zeitspanne von 20ms (entsprechend einer Aufnahme-/Wiedergabe-Frequenz von 50Hz) ein Vollbild erfaßt wird. Figur 2B zeigt, daß anschließend mit kongruentem Bewegungsmuster wiederum innerhalb von 20ms ein Vollbild auf die Netzhaut überspielt wird, wobei der Projektionsstrahl, der ebenso wie bei der Aufnahme gleichzeitig die Strahlung aller Grundfarben rot, grün und blau projizieren kann, pixelgenau Information auf die Netzhaut überspielen kann. Das Überspielen der Information erfolgt somit im bekannten Fall erst dann, wenn ein Vollbild gescannt und in der Prozessur 140 ausgewertet worden ist.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Überspielung von optischen Informationen auf die menschliche Netzhaut läßt sich mit Aufnahme- und Projektionsvorrichtungen gemäß der älteren Patentanmeldung DE 196 31 414 ebenso wie mit einem modifizierten Aufbau einer in-

teraktiven Brille gemäß den Figuren 3 bis 5 realisieren, der nachfolgend näher beschrieben werden soll.

Figur 3 zeigt eine Ausführungsform des wie oben beschriebenen, interaktiven Brillensystems bzw. Brille 320, bei der eine Signalerfassungsvorrichtung in Form einer scannenden Augenab tastvorrichtung 350D vorgesehen ist. Dabei stellt die linke Bildhälfte eine Draufsicht auf den Kopf eines Benutzers 302 samt Brille 320 mit rechtem Bügelteil 321R dar, während die rechte Bildhälfte ein durch den linken Bügelteil 321L verlaufenden Querschnitt der Brille 320 wiedergibt. Außer der zur interaktiven Brille 320 gehörenden Vorrichtungen sind in der Figur 3 keine weiteren Komponenten der erfindungsgemäßen Informationssystem 100 abgebildet.

Gemäß der abgebildeten Ausführungsform werden auf das Auge 380 fallende Lichtstrahlen 333a und 333b, die beispielsweise aus dem Gesichtsfeld stammen, von der Linse 382 auf der Netzhaut 381 als zusammenhängendes Bild scharf abgebildet und von ihr als Netzhautreflexbild zurückreflektiert. Ein so zurückreflektierter Lichtstrahl 331 passiert in umgekehrte Richtung erneut die Linse 382, wird über zwei, zum Spiegelsystem der Brille 320 gehörende konkave Spiegel 322 und 323 fokussiert und wie abgebildet auf eine scannende Augenab tastvorrichtung 350D gelenkt. Die Augenab tastvorrichtung 350D umfaßt eine Signalerfassungsvorrichtung 351 in Form eines Fotodetektors 351, der den von der Netzhaut 381 zurückreflektierten Lichtstrahl 331 erfaßt, sowie zwei bewegliche Flachspiegel 352H und 353V, die eine horizontale bzw. vertikale Ablenkung des Lichtstrahls 331 auf den Fotodetektor 351 bewirken. Gemäß der Ausführung der Figur 3 umfaßt die Brille 320 zusätzlich eine Lichtfalle 324, die einen Lichteinfall aus unerwünschten Einfallrichtungen verhindert. Zur Vereinfachung des Spiegelsystem der Brille 320 kann der Spiegel 323 durch eine verspiegelte Innenoberfläche des Brillenglases verwirklicht werden. Allerdings muß die Oberfläche eine bestimmte Form aufweisen, um eine Erfassung des gesamten Netzhautreflexbildes auch bei einer eventuellen ver-

drehten Stellung des Auges 380 zu ermöglichen. Dies schränkt wiederum die Gestaltungsmöglichkeiten der Brille 320 ein.

5 Durch die Kombination eines punktförmigen Detektors 351 mit entsprechender Steuerung der Flachspiegel 352H und 352V erfolgt eine serielle punktuelle Abtastung des Netzhautreflexbildes als Bildpunktfolge. Bevorzugt wird die Netzhaut 381, wie in der DE 196 31 414 A1 und der DE 197 28 890 beschrieben, mit einem kreis-, spiral- oder ellipsenförmigen Scanmuster abgetastet. Dies hat den
10 Vorteil, daß die Flachspiegel 352 ohne rückartigen Bewegungen angetrieben werden können, und daß eine höhere Bildpunktdichte (Anzahl der Bildpunkte pro Flächeneinheit der Netzhaut) im Bereich der Fovea centralis 1886 (vgl. Figur 18) sich erfassen läßt.

15 Figur 4 zeigt eine an sich bekannte Ausführungsform der wie oben beschriebenen, interaktiven Brille 420, bei der eine Ausgabevorrichtung in Form einer scannenden Projektionsvorrichtung 450P vorgesehen ist. Dabei stellt die linke Bildhälfte eine Draufsicht auf den Kopf eines Benutzers 402 samt Brille 420 mit rechtem Bügelteil
20 421R dar, während die rechte Bildhälfte ein durch den linken Bügelteil 421L verlaufenden Querschnitt der Brille 420 wiedergibt. Außer der zur interaktiven Brille 420 gehörenden Vorrichtungen sind in der Figur 2 keine weiteren Komponenten der erfindungsgemäßen Informationssystem 100 abgebildet.

25 Gemäß der abgebildeten Ausführungsform umfaßt die scannende Projektionsvorrichtung 450P eine einen Projektionslichtstrahl 432 emittierende Lichtquelle 453, beispielsweise eine Laserdiode oder eine über ein Linsensystem fokussierte LED, sowie zwei bewegliche
30 Flachspiegel 454H und 454V. Der Projektionslichtstrahl 432 wird über die beweglichen Flachspiegel 454H und 454V auf ein Spiegelsystem der Brille 420 gelenkt, das zwei konkave Spiegel 422 und 423 umfaßt, die den Projektionslichtstrahl 432 auf die Linse 482 eines Auges 480 und schließlich auf die Netzhaut 481 wirft. Zur Vereinfachung des Spiegelsystem der Brille 420 kann der Spiegel 423
35

durch eine verspiegelte Innenoberfläche des Brillenglases verwirklicht werden. Allerdings muß die Oberfläche eine bestimmte Form aufweisen, um eine Projektion auf alle Bereiche der Netzhaut 481 auch bei einer eventuellen verdrehten Stellung des Auges 480 zu ermöglichen. Dies schränkt wiederum die Gestaltungsmöglichkeiten der Brille 420 ein. Zur Vermeidung störender Lichteinfälle läßt sich die Brille 420 mit einer Lichtfalle 424 ausstatten, die Lichteinfälle aus unerwünschten Einfallsrichtungen verhindert.

10 Durch die Kombination einer punktförmigen Lichtquelle 453 mit entsprechender Steuerung der Flachspiegel 452H und 452V, die jeweils eine horizontale bzw. vertikale Ablenkung des Projektionslichtstrahls 432 bewirken, erfolgt eine serielle punktuelle Projektion eines Bildes. Bevorzugt erfolgt die Projektion, wie in der DE 196
15 31 414 A1 und der DE 197 28 890 beschrieben, mit einem kreis-, spiral- oder ellipsenförmigen Scanmuster. Dies hat den Vorteil, daß die Flachspiegel 452 ohne rückartigen Bewegungen angetrieben werden können, und daß sich eine höhere Bildpunktdichte im Bereich der Fovea centralis 286 auf die Netzhaut 481 projizieren läßt.

20 Der Grad der Wahrnehmung eines in das Auge 480 projizierten Bildes kann im Verhältnis zum natürlich wahrgenommenen Bild durch die Helligkeit der projizierten Bildpunkte gesteuert werden. Allerdings ist die retinale Wahrnehmung ein zutiefst komplexer Vorgang,
25 bei der auch psychologische Effekte eine sehr starke Rolle spielen. Hier wird auf die einschlägige Fachliteratur verwiesen.

Vereinfacht läßt sich jedoch sagen, daß die Retina 481 sich auf die Helligkeit des insgesamt auf sie fallenden Lichtes einstellt.
30 Es ist zum Beispiel bekannt, daß das geringe Leuchten der Uhr eines Radioweckers, das bei Tageslicht gar nicht wahrgenommen wird, bei dunkler Nacht ein ganzes Zimmer zu erleuchten scheinen kann. Andersherum ist das starke Scheinwerferlicht entgegenkommender Fahrzeuge bei Tageslicht kaum wahrnehmbar. Es wird also die Helligkeit eines einzelnen Bildpunktes in Relation zu den ansonsten
35

wahrgenommenen Bildpunkte empfunden. Auch lokal betrachtet, funktioniert die Retina 481 ähnlich. Übersteigt die Helligkeit eines auf einen Gebiet der Retina 481 projizierten Bildpunkt die Helligkeit des ansonsten auf dieses Gebiet fallenden Lichtes um ca. 10%, so wird effektiv lediglich der projizierte Bildpunkt anstelle des sonstigen Lichts von diesem Gebiet der Retina 481 wahrgenommen. Aufgrund psychologischer Effekte kann der genaue Wert statt bei 10% auch zwischen 5%-10%, 10%-15% oder gar 15%-20% liegen.

10 Figur 5A zeigt eine interaktive Brille 520 gemäß einem bevorzugten Ausführungsbeispiel, bei der eine kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 550 im Bereich des Nasenstegs 522 an die Brille 520 angebracht ist. Gemäß der Detailzeichnung 5B umfaßt die kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 550
15 sowohl eine Projektionsvorrichtung 553 als auch eine Signalerfassungsvorrichtung, die zusammen in einem schützenden Gehäuse 558 untergebracht sind. Durch ein lichtdurchlässiges Fenster 559 in einer Außenwand des Gehäuses 558 gelangen Lichtstrahlen 530 in das Innere des Gehäuses 558 und umgekehrt. Das Abschließen des Gehäuses 558 durch das Fenster 559 verhindert jedoch, daß Staub,
20 Schweiß und andere Fremdstoffe den Betrieb der kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 550 stört.

Analog den beschriebenen Systemen gemäß Fig. 3 und 4 werden Lichtstrahlen 530, 530a, 530b erfaßt bzw. projiziert. Die interaktive Brille 520 läßt sich jedoch in ihrem Aufbau dadurch vereinfachen, daß die im Stand der Technik getrennten Spiegel 352 bzw. 452 zur vertikalen bzw. horizontalen Ablenkung des jeweiligen Lichtstrahls 331 bzw. 432 durch einen Taumelspiegel 552 bzw. 554 ersetzt wird.
30 Zwecks einer kompakten Bauweise kann ein teildurchlässiger Spiegel 556 dazu dienen, separate Strahlengänge innerhalb des Gehäuses 558 für das durch das Fenster 559 fallende bzw. projizierte Licht 530 zu ermöglichen. Bevorzugt wird die Innenseite des Brillenglases mit einer für aus dieser Richtung einfallenden Strahlen stark reflektierenden Oberfläche 523 versehen, die als Spiegel für den
35

Strahlengang zwischen dem Auge 580 und dem kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 550 verwendet. Dies trägt zu einer Reduzierung der notwendigen Komponenten bei und führt in der abgebildeten Ausführungsform zu einem vereinfachten, lichtstarken
5 Strahlengang 530, bei dem der Lichtstrahl 530 zwischen Auge 580 und Projektions- bzw. Signalerfassungsvorrichtung 553 bzw. 551 lediglich dreimal reflektiert wird. Wie oben beschrieben, ergibt sich jedoch hieraus eine Einschränkung der Gestaltungsmöglichkeiten der Brille 520.

10 Die für eine Taumelbewegung des Spiegels 552, 554 notwendige Bewegungsfreiheit läßt sich beispielsweise durch eine kardanische oder federnde Aufhängung des Spiegels 552, 554 erreichen. Mögliche Ausführungsarten eines derartigen Taumelspiegels sind dem Fachmann
15 beispielsweise aus dem Gebiet der Mikrotechnik bekannt. Weitere Lösungen des vorliegenden Ablenkungsproblems, bei der der jeweilige Lichtstrahl 530 auf der Basis elektrochromer, holographischer, elektroholographischer oder sonstiger Lichtbrechungs- oder Lichtreflektionsmechanismen gelenkt wird, sind ohne
20 weiteres denkbar und ebenfalls anwendbar.

Obwohl die interaktive Brille 520 in einer minimalistischen Ausführungsform gezeigt ist, bei der eine kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 550 lediglich für das
25 linke Auge 580 vorgesehen ist, ist es selbstverständlich, daß eine spiegelverkehrt gebaute, zweite kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 550 im Bereich der rechten Hälfte des Nasenstegs 522 für das nicht dargestellte rechte Auge bei Bedarf vorgesehen werden kann.

30 Figur 6A zeigt in Form einer Abänderung der in den Figuren 5A und 5B dargestellten Brille 520 eine interaktive Brille 620 gemäß einem zweiten bevorzugten Ausführungsbeispiel, bei der die linke kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 650L in
35 dem zwischen dem linken Brillenglas 624L und dem linken Bügelteil

621L liegenden Bereich und die rechte kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 650R in dem zwischen dem rechten Brillenglas 624R und dem linken Bügelteil 621R liegenden Bereich angeordnet sind.

5

Eine solche Anordnung der kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 650L, 650R gegenüber den jeweiligen Brillengläsern 624L, 624R und den jeweiligen Augen 680 ist normalerweise mit der Notwendigkeit verbunden, entweder mehrere Spiegel entlang
10 des Strahlengangs 630 vorzusehen (vgl. Spiegel 322 und 323 in Figur 3) oder dem jeweiligen Brillenglas 624L, 624R eine besondere Form zu verleihen, um eine Erfassung aller Bereiche der Netzhaut 681 zu gewährleisten. Dies schränkt jedoch die Gestaltungsmöglichkeiten der Brille 620 erheblich ein. Um dieses Problem zu umgehen,
15 sieht die interaktive Brille 620 gemäß Figur 6 Brillengläser 624L, 624R vor, deren Innenseite mit einer jeweiligen holographischen Beschichtung 623L, 623R versehen sind. Solche holographischen Beschichtung 623 sind in der Lage, eine beliebige Reflektionstopologie zu emulieren. Zum Beispiel kann eine holographisch beschichtete, flache Oberfläche wie eine sphärisch gekrümmte Oberfläche
20 wirken. Ebenso kann eine holographisch beschichtete, sphärisch gekrümmte Oberfläche wie eine flache Oberfläche wirken. Die Änderung der effektiven Reflektionstopologie hängt lediglich vom holographischen Inhalt der Beschichtung ab. Gemäß der Abbildung sind die
25 holographischen Beschichtungen 623L und 623R spiegelsymmetrisch zueinander ausgebildet und angeordnet.

Figur 6B enthält eine Detailzeichnung der kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 650L. Analog der in der Figur
30 5B dargestellten kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 550 umfaßt sie ein Gehäuse 658, eine Projektionsvorrichtung 653 und eine Signalerfassungsvorrichtung 651, jeweilige Taumelspiegel 652 und 654, einen teildurchlässigen Spiegel 656 und ein Gehäusefenster 659.

35

Ähnlich den Figuren 6A und 6B zeigt Figur 7A in Form einer Abänderung der in den Figuren 5A und 5B dargestellten Brille 520 eine interaktive Brille 720 gemäß einem dritten bevorzugten Ausführungsbeispiel, bei der die linke kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 750L in dem zwischen dem linken Brillenglas 724L und dem linken Bügelteil 721L liegenden Bereich und die rechte kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 750R in dem zwischen dem rechten Brillenglas 724R und dem rechten Bügelteil 721R liegenden Bereich angeordnet sind.

Figur 7B enthält eine Detailzeichnung der kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 750L. Analog der in der Figur 5B dargestellten kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 550 umfaßt sie ein Gehäuse 758, eine Projektionsvorrichtung 753 und eine Signalerfassungsvorrichtung 751, jeweilige Taumelspiegel 752 und 754, einen teildurchlässigen Spiegel 756 und ein Gehäusefenster 759.

Das oben angesprochene Problem des Strahlengangs 730 wird bei diesem Ausführungsbeispiel durch besonders ausgestaltete Pads 725L und 725R platzsparend gelöst. Typischerweise werden Brillen 720 entweder durch den Nasensteg 722 oder durch sogenannte Pads 725 auf der Nasenwurzel gestützt. In ihrem handelsüblichen Gestalt sind Pads relativ flach, leicht gekrümmt und oval. Zudem sind sie entweder schwenkbar oder taumelnd an einem vom Nasensteg 722 ausgehenden Vorsprung gelagert, um ein angenehmes Anliegen der Pads an die Seitenflächen der Nasenwurzel zu gewährleisten. Im abgebildeten Ausführungsbeispiel sind die Pads 725 als formfeste, längliche Einheiten ausgebildet, die im Bereich des Nasenstegs 722 von der Brille 720 in Richtung Auge 780 herausragen. Auf ihrer jeweiligen, der Nase zugewandten länglichen Seite bilden die Pads 725 die sich auf die Nasenwurzel stützende Aufliegefläche. In ihrem der Brille 720 gegenüber liegenden Endbereich weisen die Pads 725 auf der jeweilig dem Auge zugewandten Seite eine Tragfläche auf, die mit einem Spiegel oder einer spiegelnden Beschichtung, bei-

spielsweise einer Metallbeschichtung oder einer holographischen Beschichtung, versehen ist.

Obwohl das Gestell der Brille 720, einschließlich die Pads 725,
5 eine im Prinzip feste Form aufweist, treten sowohl quasi-statische, z.B. durch Materialermüdung und/oder Temperaturänderungen, als auch dynamische Verformungen des Gestells auf. Insbesondere beim Aufsetzen der Brille 720 und bei erschütterungsreichen Aktivitäten ergeben sich Veränderungen der relativen Anordnung der jeweiligen Brillenkomponenten zueinander. Auch ist die relative An-
10 ordnung der Brille 720 gegenüber dem Auge 780 keine Konstante. Demgemäß muß sowohl das optische System der Brille 720, d.h. diejenigen Systemkomponenten, die zur optischen Signalerfassung bzw. zur optischen Projektion beitragen, als auch ein eventuell daran
15 angeschlossenes Verarbeitungssystem derart konzipiert und ausgelegt sein, daß solche Anordnungsveränderungen berücksichtigt und/oder kompensiert werden können bzw. keine außerordentlichen Betriebsstörungen verursachen. Dies gilt für alle Arten von interaktiven Brillensystemen.

20 Erfindungsgemäß läßt sich das zuvor angesprochene Problem insbesondere durch eine geeignete Signalverarbeitung der erfaßten und der zu erzeugenden Signale bewältigen. Es können auch fest am Brillengestell in der Nahe des üblichen Strahlengangs 730 ange-
25 brachte optische Markierung von der Signalerfassungsvorrichtung 751 zwecks Eichung ihres optischen Systems regelmäßig oder bei Bedarf mit erfaßt werden.

Die in den zuvor beschriebenen Figuren gezeigten Anordnungen sind
30 so aufgebaut, daß der Lichtstrahl des aufgenommenen Bildes den selben Weg nimmt wie der Strahl des projizierten Lichts. Dementsprechend können Aufnahme und Wiedergabe nicht gleichzeitig laufen. Es muß also zwischen Aufnahme und Wiedergabe umgeschaltet werden, wobei sich zwischenzeitlich jedoch der Strahlengang über
35 das Scannersystem auf der Netzhaut weiter bewegt hat. Dementspre-

chend kann der verbesserte Bildpunkt erst dann in das Auge projiziert werden, wenn der Scanner beim nächsten Durchlauf genau den Punkt auf der Netzhaut wieder erreicht hat. Im folgenden wird eine Modifikation der in den Figuren 3 bis 7 gezeigten Anordnungen beschrieben, mit der es gelingt, das Spektrum der optischen Information und damit das Anwendungsgebiet des Verfahrens und der Vorrichtung zur Bildverbesserung bzw. zur Einspielung von Information bei verbesserter Genauigkeit und verbesserter Signalverarbeitung zu erweitern.

10

Figur 8 zeigt das Grundprinzip, das darin besteht, daß der Projektionsvorgang bei laufendem Abtastvorgang eines Bildes erfolgt. Dies kann entweder unter Verwendung der zuvor beschriebenen Abtast- und Projektionsvorrichtungen dadurch geschehen, daß beim Durchlaufen eines Abtast- oder Projektions-Bewegungsmusters entsprechend einem ausgewählten Modus zwischen Aufnahme und Projektion umgeschaltet wird, oder - wie in Figur 8 dargestellt - dadurch daß der Strahlengang eines aufgenommenen Lichtes und des projizierten Lichtes nicht auf demselben Weg verläuft.

20

Figur 8 zeigt in perspektivischer Darstellung das Strahlenführungssystem relativ zum Auge 880. Die Scanspur auf der Retina - in Form einer Spirale dargestellt - ist mit 842 bezeichnet. Der mit 843 bezeichnete Abtaststrahl trifft auf das mit 844 bezeichnete Brillenglas, auf dem eine punktsymmetrische und ggfs. entsprechend gestreckte Abbildung der Scanspur 842 in Form der Strahlenspur 842' entsteht. Vom Brillenglas 844 wird der Abtaststrahl 843 zum Scannerspiegel 845 reflektiert, der den Abtaststrahl in Richtung Sensorsystem reflektiert, das nicht näher dargestellt ist. Mit den gebogenen Doppelpfeilen in Figur 8 ist die Taumelbewegung des Scanner-Spiegelsystem 845 angedeutet, mit der es gelingt, das Abtast-Bewegungsmuster zu realisieren.

Aus der ebenfalls nicht dargestellten Projektionsoptik trifft ein Projektionsstrahl 846 auf einen zugehörigen Scannerspiegel 847,

35

der den Strahl im vorbestimmten Abstand auf die Innenseite des Brillenglases 844 reflektiert und von dort durch die Linse 882 des Auges auf die Scanspur 842 auf der Retina richtet. Dabei führt der Scannerspiegel 847 entsprechende Taumelbewegungen aus. Die optischen Systeme sind so aufeinander abgestimmt, daß der Projektionsstrahl 846 diejenigen Bildpunkte auf der Retina, die zuvor vom Abtaststrahl 843 überstrichen worden sind, wieder trifft, allerdings mit zeitlicher Verzögerung. Selbstverständlich ist dafür Sorge getragen, daß die Scannerspiegel 845 und 847 ihre Taumelbewegung unter elektronischer Synchronisierung ausführen, so daß die entsprechenden Bildpunkte in der gewünschten zeitlichen Abfolge erfaßt werden.

Aus der vorstehenden Beschreibung wird klar, daß unter Zuhilfenahme zweier entsprechend gesteuerter Spiegelsysteme dafür gesorgt werden kann, daß Bildaufnahme und Informations-Projektion gleichzeitig ablaufen können. Die oben beschriebenen Ausführungsformen der Abtast- und Projektionssysteme zeigen darüber hinaus, daß die entsprechenden optischen Systeme nach wie vor auf sehr engem Raum untergebracht werden können, so daß sie beispielsweise spielend in ausgewählten Bereichen eines Brillensystems Platz finden, ohne dadurch die Sichtverhältnisse einzuschränken. Mit der räumlichen und damit zeitlichen Trennung zwischen Aufnahme und Projektion ergeben sich weitaus verbesserte Bedingungen für die Bearbeitung der vorzugsweise in Abhängigkeit von den erfassten Bildsignalen einzuspielenden Information, wie z.B. für Bildverarbeitung. Es können unter Beibehaltung einer ausreichend hohen Bildwechselfrequenz zur Vermeidung von Flackern im Bildeindruck erfindungsgemäß wesentlich komplexere Signalverarbeitungsvorgänge vorgenommen werden, um die entsprechende Information nach Bearbeitung im zeitlich vorgegebenen Rahmen lage- bzw. punktgenau auf die Netzhaut zu projizieren.

Im folgenden werden einige ausgewählte Aufnahme- und Wiedergabezyklen, die sich mit dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Überspie-

lung von optischen Informationen auf die menschliche Netzhaut realisieren lassen, näher beschrieben.

Figur 9 zeigt einen Aufnahme- und Wiedergabezyklus entsprechend einer Halbbild-Technik. Figur 9A zeigt schematisch den Aufnahmezyklus des ersten Halbbildes, das innerhalb von beispielsweise 10ms durch Scannen der Kreise 1, 3, 5, ... n erhalten wird. In der anschließenden Zeit wird ein zweites Halbbild wiedergegeben (Figur 9B), wobei die Wiedergabe bzw. die Projektion den jeweils benachbarten Kreis, d.h. den 2ten, 4ten, 6ten, ... $n + 1$ ten Kreis erfaßt. Die für einen Vollscan zur Verfügung stehende Zeit von 20ms wird somit erfindungsgemäß aufgeteilt und bereits zur Projektion von Informationssignalen, wie z.B. von bildverbessernden Signalen genutzt.

15

Die Figuren 10 und 11 zeigen eine Abwandlung des Aufnahme- und Wiedergabezyklus, wobei jeweils ein kreissequentieller Abtast- und Wiedergabemodus verwendet wird.

Wie aus den Figuren 10A und 10B erkennbar, werden abwechselnd Vollbilder erfaßt, wobei für das erste Vollbild am 1ten, 3ten, 5ten, ... n-ten Kreis eine Aufnahme erfolgt, während am 2ten, 4ten, 6ten, ... $n + 1$ ten Kreis die Projektion durchgeführt wird. Abtast- und Wiedergabestrahl haben somit einen vorbestimmten Abstand zueinander. Bei der Betrachtung des zweiten Vollbildes gemäß Figur 10B liegen umgekehrte Verhältnisse vor, d.h. am 2ten, 4ten, 6ten, ... $n + 1$ ten Kreis erfolgt die Aufnahme, während am 1ten, 3ten, 5ten, ... n-ten Kreis die Projektion erfolgt. Es erfolgt somit in jedem Moment der Vollbild-Betrachtung eine gleichzeitige Projektion bei laufendem Aufnahmevorgang.

Entsprechendes gilt für die Ausführungsform gemäß Figur 11A und 11B. Auch hier liegt wieder ein kreissequentieller Modus vor, mit dem Unterschied zu Figur 10 jedoch, daß eine doppelt so hohe Auflösung gewählt wird. Es findet wieder die Vollbildtechnik Anwen-

5 dung, wobei jedoch auf allen zur Verfügung stehenden Kreisen 1, 2, 3, ... n gleichzeitig eine Aufnahme und auf dem dazu leicht versetzten konzentrischen Kreisen eine Wiedergabe erfolgt. Der Abstand 11VA zwischen Aufnahmekreis und Wiedergabekreis ist durch die Dichte der Zäpfchen bzw. Stäbchen auf der Netzhaut des Auges bestimmt und liegt etwa im Bereich von mindestens 7 μm .

10 In den Figuren 12 und 13 sind Aufnahme- und Wiedergabezyklen dargestellt, denen ein pixelsequentieller Modus für die Aufnahme und die Wiedergabe Anwendung findet. Auf der rechten Seite der Figur 12A ist wiedergegeben, wie Aufnahme- und Wiedergabepixel für den ersten Scankreis verteilt sind. Figur 12B zeigt eine Detailansicht für zwei benachbarte, vom Abtast- und Projektionsstrahl überstrichene Kreise. Man erkennt auf den Darstellungen, daß sich hier 15 Aufnahme- und Wiedergabepixel abwechseln, d.h., es liegt eine sequentielle Aufnahme- und Wiedergabe vor. Der Abstand 12 VA zwischen Aufnahme- und Wiedergabepixel sollte bevorzugter Weise wiederum nicht unter 7 μm liegen. Die Darstellung läßt erkennen, daß jeweils das 1te, 3te, 5te, ..., n-te Pixel als Aufnahmepixel fun- 20 giert, während die Pixel 2, 4, 6, ..., n+1 eines jeweiligen Scankreises die Wiedergabepixel darstellen. Aufnahme und Wiedergabe erfolgt durch pixelsynchrones Umschalten. Bei Verwendung der Systeme mit kombinierter Scan- und Projektionsmimik kann die abwechselnde Bearbeitung der Bildpunkte auf einfachste Weise dadurch erfolgen, 25 daß der/die Projektionslaser mit entsprechender Synchronisation getaktet ein- und ausgeschaltet wird/werden. Damit sind die Ausführungsformen nach den Figuren 5 bis 7 in vorteilhafter Weise einsetzbar.

30 Figur 13 zeigt einen abgewandelten pixelsequentiellen Modus, mit dem Unterschied zu Figur 12, daß Aufnahme- und Wiedergabepixel hier einen leichten optischen Versatz 13VA aufweisen. Dieser optische Versatz ist in Figur 13B beispielsweise mit 7 μm angegeben. Dies soll jedoch nicht beschränkend wirken. Es ist hervorzuheben, 35 daß dieses Maß durch die physiologischen Randbedingungen des Auges

bestimmt werden kann. Die Trennung zwischen Aufnahme und Wiedergabe kann gemäß dieser Variante durch leicht versetzte optische Wege des Aufnahme- und Wiedergabekanals erzielt werden, wobei jedoch im Sinne der Erfindung der Projektionsstrahl dem Abtaststrahl
5 nacheilt.

Die Aufnahme- und Wiedergabe-Bewegungsmuster der optischen Strahlen sind in den Figuren 9 bis 13 als konzentrische Kreise angegeben. Figur 13 zeigt eine Modifikation dahingehend auf, daß anstelle eines Kreisscan ein Spiralscan zur Anwendung kommt. Die Besonderheit dieses Bewegungsmusters für den Abtast- und Projektionsstrahl liegt darin, daß ein Zeilensprung entfallen kann. Die zweite Besonderheit ist darin zu sehen, daß der "Zeilenabstand" variabel ist, was in besonderem Maße dem erfindungsgemäßen Anwendungsgebiet, d.h. dem Überspielen von optischen
10 Informationen auf die menschliche Netzhaut angepaßt ist. Das scharfe Sehen des menschlichen Auges spielt sich im Bereich der Fovea Centralis und der dazu näheren Nachbarschaft statt. Dies erlaubt es, den Zeilenabstand außerhalb dieses Bereichs sehr groß zu wählen, ohne den Bildeindruck zu verschlechtern. Dadurch wird eine
15 erhebliche Datenreduktion ermöglicht, was sich wiederum positiv auf die Möglichkeiten der Signalverarbeitung und Bildverbesserung auswirkt.

Figur 15 zeigt eine Modifikation der erfindungsgemäßen Ausführungsform dahingehend, daß bei Verwendung eine spiralförmigen Abtastmusters eine lineare Versetzung um das Maß 1504 stattfindet. Mit anderen Worten, ein Abtastscan 1502a ist zu einem Projektions-
25 scan 1502b linear versetzt, jedoch stets parallel zu diesem gehalten. Der Abstand 1504 ist kleiner als der Abstand 1506 von zwei benachbarten Scanzeilen eines Scans. Mit dem Bezugszeichen 1502a' ist der zu einem beliebigen Zeitpunkt abgetastet Punkt (Bildpunkt) gekennzeichnet, während mit dem Bezugszeichen 1502b' der zugehörige Projektionspunkt dargestellt ist. Bei dieser Variante kann -
30 ähnlich wie bei der Ausführungsform nach den Figuren 11A und 11B -
35

die Zeitspanne zwischen Aufnahme eines Bildpunkts und entsprechender Korrektur auf ein Minimum verkürzt werden.

Figur 16 veranschaulicht in stark vergrößertem Maßstab die Verhältnisse, wenn eine Signalverarbeitung nach den Figuren 12 und 13 Anwendung findet. hier verläuft das Bewegungsmuster für den Abtastpunkt 1602a' spurgleich zum Bewegungsmuster für den Projektionspunkt 1602b'. Der Abstand beider Punkte wird durch den Winkel 1604' charakterisiert. Dies hat zur Folge, das im inneren Bereich des Bewegungsmusters der absolute Abstand A beider Punkte kleiner ist als im äußeren Scanbereich, was wiederum insbesondere im Zusammenhang mit der Physiologie des menschlichen Auges sinnvoll ist, da im Bereich der Fovea Centralis und in dem diese umgebenden Bereich die entscheidende Bildinformation entsteht.

Das erfindungsgemäße Verfahren ist selbstverständlich für abgewandelte Systeme anwendbar, so z.B. für ein System, wie es in Figur 17 gezeigt ist. Diese Figur zeigt eine Abänderung der in den Figuren 5A und 5B dargestellten Brille 520, bei der ein sphärisches oder sphärisch wirkendes teildurchlässiges spiegelndes Zusatzelement 929 zwischen dem Brillenglas 924 und dem Auge 980 angeordnet ist. Bevorzugt ist das Zusatzelement 929 konfokal zum optischen System des Auges 980 angeordnet.

Der Reflektionsgrad eines solchen Zusatzelements 929 läßt sich an die Bedürfnisse des Informationssystems anpassen. Es kann zwischen einem hohen Reflektionsgrad, was eine sehr gute Erfassung auf das Auge 980 gerichteter Lichtstrahlen 933a-933c ermöglicht, und einem niedrigen Reflektionsgrad, was eine Beeinträchtigung der durch das Auge 980 erfolgenden Wahrnehmung vermeidet, gewählt werden. Bevorzugt weist das Zusatzelement 929 einen niedrigen (beispielsweise unter 10%), über seine gesamte Reflektionsfläche homogen Reflektionsgrad auf. Dahin gegen weisen reflektierende Organe des Auges 980, zum Beispiel die Kornea 983 oder die Retina 981, zum Teil sehr starke örtliche Reflektionsabhängigkeiten. Ähnliche Aussagen

betreffen die spektralen Reflektionsabhängigkeiten des Zusatzelements bzw. der reflektierenden Organe des Auges 980. Während das Zusatzelement 929 bevorzugt derart ausgebildet werden kann, daß es einen homogenen Reflektionsgrad über alle relevanten Spektralbereiche aufweist, weisen die verschiedenen Organe des Auges 980 sehr unterschiedliche Absorbtionsgrade auf, die in vielen Fällen auch starke örtliche Schwankungen unterworfen sind.

Außer der Teilreflektion soll das Zusatzelement 929 möglichst keine Auswirkung auf das darauf fallende Licht ausüben. Aus diesem Grund wird das Zusatzelement 929 bevorzugt aus einem homogenen lichtdurchlässigen und ungefärbten Material und mit einer in Richtung der auf den Augenmittelpunkt gerichteten Lichtstrahlen konstanten Dicke gefertigt. Durch das Aufbringen einer Antireflexbeschichtung auf der dem Auge 980 zugewandten Seite des Zusatzelements 929 läßt sich eine verbesserte Lichtdurchlässigkeit erzielen.

Die reflektierende Kontur eines solchen Zusatzelements 929 ist wohl definiert, und kann dem Informationssystem demgemäß als bekannte Information zur Verfügung gestellt werden, während die Kontur der relevanten reflektierenden Organe des Auges 980 erst ermittelt werden muß. Letzteres kann mit zum Teil nicht unerheblichem Aufwand verbunden sein. Die Erfassung auf das Auge 980 gerichteter Lichtstrahlen 933a-933c über ein solches Zusatzelement 929 kann somit hochwertige Bilder des Blickfeldes liefern.

Im abgebildeten Ausführungsbeispiel werden effektiv nur diejenigen Strahlen, die senkrecht auf das Zusatzelement 929 fallen, erfaßt. Dies wird durch die folgenden Maßnahmen erreicht:

Aufgrund der teilsreflektierenden Oberfläche des Zusatzelements 929 wird ein entsprechender Teil derjenigen Strahlen 933a-933c, die senkrecht auf die Oberfläche des Zusatzelements 929 fallen, senkrecht zurückreflektiert, während andere Strahlen von der Ober-

fläche des Zusatzelements 929 gemäß dem Reflektionsgesetz "Einfallswinkel gleich Reflektionswinkel" entsprechend schräg zurückreflektiert werden. Die senkrecht zur Oberfläche des Zusatzelements 929 zurückreflektierten Lichtstrahlen legen den gleichen Weg zurück, den sie gekommen sind, und treffen somit auf das dem Auge vorgelagerte Brillenglas 924. Die dem Auge 980 zugewandte Seite des Brillenglases 924 ist mit einer für aus dieser Richtung einfallenden Strahlen stark reflektierenden Oberfläche 923 versehen, und weist eine besonders gestaltete Form oder eine besonderes ausgebildete Beschichtung auf, die die senkrecht vom Zusatzelement reflektierten Lichtstrahlen derart bündelt, daß sie als beinahe parallel verlaufende Lichtstrahlen 934 auf die Signalerfassungsvorrichtung 951 fallen, während nicht senkrecht vom Zusatzelement reflektierte Lichtstrahlen in eine andere Richtung gelenkt werden. Des weiteren wird eine Blende 957 kurz vor der Signalerfassungsvorrichtung 951 vorgesehen, die eine Erfassung derjenigen Lichtstrahlen verhindert, deren Einfallswinkel außerhalb einem engen Einfallswinkelbereich der wie oben beschriebenen, beinahe parallel verlaufenden Lichtstrahlen 934 liegt.

Soll das über das Zusatzelement 929 erfaßte Bild des Gesichtsfeldes die Grundlage für eine mit dem tatsächlich wahrgenommenen Gesichtsfeld korrelierte Projektionen, so muß die Korrelation zwischen dem erfaßten Licht und dem wahrgenommenen Gesichtsfeld ermittelt werden. Gemäß dem dargestellten fünften Ausführungsbeispiel wird diese Korrelation durch eine bevorzugte konfokale Anordnung des Zusatzelements 929 zum optischen System des Auges 980 erreicht. Es wird deshalb bevorzugt, daß das Zusatzelement 929 über eine justierbare Aufhängung derart an der Brille befestigt ist, daß sich die Position des Zusatzelements 929 sowohl in vertikaler als auch in zwei horizontalen Richtungen nachjustieren läßt.

Konfokalität ist im Grunde genommen dann gegeben, wenn das Zusatzelement 929, optisch gesehen, rotationssymmetrisch zur Sehachse und mit einem Abstand zur Linse 982 angeordnet ist, daß der opti-

sche Mittelpunkt des optischen Systems des Auges mit dem Mittelpunkt der durch das sphärische oder sphärisch wirkende Zusatzelement definierten Kugel übereinstimmt. Die Sehachse läßt sich zu diesem Zwecke ausreichend über die Ausrichtung der Pupille 984 bestimmen, die durch ihre scharfe Konturen leicht erkennbar ist, und deren Ausrichtung aufgrund ihrer runden Form leicht bestimmbar ist. Zudem ist aufgrund der sphärischen oder sphärisch wirkenden Form des Zusatzelements 929 keine Schwenkung des Zusatzelements 929 um die möglichen Schwenkachsen des Auges 980 notwendig, um Konfokalität zu gewährleisten. Denn auch bei einer Verdrehung des Auges bleibt durch eine entsprechende vertikale und/oder horizontale Verschiebung des Zusatzelements 929 zumindest ein wesentlicher Teil des Zusatzelements 929, optisch gesehen, rotationssymmetrisch zur Sehachse. Was den Abstand zur Linse 982 betrifft, gibt es verschiedene Möglichkeiten, den notwendigen Abstand zu bestimmen. Zum Beispiel kann eine optische oder akustische Vermessung der Hornhaut 983 vorgenommen werden, deren Krümmung einen sehr guten Richtwert für die richtige Anordnung des Zusatzelements 929 angibt. Es können auch Netzhaut- oder Hornhautreflexbilder zumindest partiell erfaßt werden, und anhand eines Vergleichs der Reflexbilder mit dem über das Zusatzelement 929 erfaßten Licht der richtige Abstand bestimmt werden.

Aufgrund der sphärischen oder sphärisch wirkenden Realisierung, beispielsweise durch eine holographische Beschichtung, der teilsreflektierenden Oberfläche des Zusatzelements 929 sowie durch diese konfokale Anordnung des Zusatzelements zum Auge 980 sind lediglich diejenigen Strahlen 933a-933c, die senkrecht auf die Oberfläche des Zusatzelements 929 fallen, konfokal zum optischen System des Auges 980 und stimmen somit mit den auf die Netzhaut fallenden Strahlen überein.

Aus der vorstehenden Beschreibung wird somit deutlich, daß erfindungsgemäß die für den Bildaufbau zur Verfügung stehende Zeit besser genutzt wird, um erforderliche Signalverarbeitung vorzunehmen

- und entsprechende Signale auf die Netzhaut zu projizieren. Die Projektion ins Auge erfolgt in jedem Falle nacheilend, d.h., daß über eine geeignete Geometrie der Lichtstrahl der Projektion dem Abtaststrahl folgt. Der zeitliche/räumliche Versatz zwischen Abta-
- 5 sten und Projizieren kann bis auf einen Bildpunkt-
abstand reduziert werden, wobei die entsprechende Zeitspanne für gewisse Bildpunkt-
verbesserungen, wie z.B. Aufhellungen oder Korrekturen von Farb-
sehschwäche, ausreicht. Die Bahn des Projektionsstrahls kann sich
entweder auf der selben Zeile oder auf einer benachbarten Zeile in
- 10 konstantem Winkelabstand zum Abtaststrahl befinden. Dabei muß die
benachbarte Bahn nicht den gleichen Mittelpunkt wie die Bahn des
Abtaststrahls haben. Denn der Projektionsstrahl stört nicht das
Originalsignal. Es muß auch nicht zwischen Abtastung und Projek-
tion hin- und hergeschaltet werden. Dementsprechend steht mehr
- 15 Zeit für die Bearbeitung der Bildinformation zur Verfügung. Da
auch geringere Anforderungen an die Deckungsgleichheit der Bewe-
gungsmuster gestellt werden, kann das Scannersystem
kostengünstiger gestaltet werden.
- 20 Für die Wahl der Bewegungsmuster des Abtast- und Projektions-
strahls stehend viele Möglichkeiten zur Verfügung. So kann bei-
spielsweise ein Scan mit konstanter Geschwindigkeit verwendet wer-
den, bei dem die Retina mit konstanter Lichtempfindlichkeit abge-
tastet wird. Dieser Scan ist geeignet, wenn im wesentlichen das
- 25 gesehene Bild ausgewertet werden soll, um beispielsweise ein Assi-
stenzsystem ansteuern zu können, oder um Zusatzeinblendungen dem
Originalbild zu überlagern. Bei einem solchen Scan ist es vorteil-
haft, den Winkel zwischen den Vektoren des Abtaststrahls und des
Projektionstrahls konstant zu halten. Der Winkel sollte sehr klein
- 30 sein, damit die Genauigkeit auch im Bereich des Mittelpunkts der
Scanspirale beibehalten wird.

Für die Bildverbesserung noch besser geeignet ist ein physiolo-
gisch richtiger Spiralscan mit konstanter Winkelgeschwindigkeit.

35 Hierbei wird die Verweildauer im Bereich der Fovea Centralis bezo-

gen auf die Abtastlänge deutlich länger. Da in diesem Bereich der Fovea Centralis die Anzahl der lichtempfindlichen Rezeptoren wesentlich höher ist als im äußeren Bereich, können bei gegebener Abtastfrequenz entsprechend mehr Punkte abgetastet und projiziert werden. Bei einem solchen Scan muß der Winkel zwischen den Vektoren von Abtaststrahl und Projektionsstrahl einstellbar sein.

Um den Scan den physiologischen Verhältnissen am besten anzupassen, ist es von Vorteil, die Scangeschwindigkeit so einzustellen, daß sie weitgehend der Dichte der Rezeptoren entspricht. Es werden also pro Zeiteinheit immer die gleich Anzahl von Rezeptoren abgetastet, bzw. eine entsprechend gleiche Anzahl von Projektionssignalen gesendet.

Vorzugsweise wird eine Scanspirale verwendet, bei der die einzelnen Bahnen im unterschiedlichen Abstand zueinander verlaufen, wie dies am besten in Figur 14 gezeigt ist. Im Zentrum der Spirale ist der Abstand zwischen den Bahnen sehr klein und wird größer, je weiter sich die Bahn vom Mittelpunkt der Spirale entfernt. In größerem Abstand vom Mittelpunkt ist eine hohe Auflösung nicht mehr erforderlich. größenordnungsmäßig werden bei einem Radius von ca. 1 mm im Bereich der Fovea Centralis etwa 20 mal mehr Scanbahnen verlaufen als im darüber liegenden Bereich bis ca. 6mm- Radius.

Die Erfindung schafft somit ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Überspielung von optischen Informationen auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines vorzugsweise seriell arbeitenden, ein auf die Netzhaut einfallendes Bild aufnehmenden Scansystems und eines Informationssystems. Damit das Spektrum der optischen Information, die aufspielbar sein soll, und damit das Anwendungsgebiet des Verfahrens und der Vorrichtung erweitert werden kann, wobei sich gleichzeitig eine verbesserte Genauigkeit und eine verbesserte Signalverarbeitung ergeben soll, erfolgt der Projektionsvorgang bei laufendem Abtastvorgang.

Ansprüche

1. Verfahren zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines vorzugsweise seriell arbeitenden, ein auf die Netzhaut einfallendes Bild aufnehmenden Scansystems und eines Informations-Projektionssystems, wobei der Abtast- und Projektionsstrahl ein vorbestimmtes Bewegungsmuster aufweist und wobei die Information vorzugsweise von den Signalen des Scansystems abhängt, dadurch gekennzeichnet, daß der Projektionsvorgang bei laufendem Abtastvorgang erfolgt.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß nach einem partiellen Abtasten des Bildes ein partieller Projektionsvorgang abläuft.
3. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 oder 2, mit einem vorzugsweise seriell arbeitenden Scansystems, mit dem ein auf die Netzhaut einfallendes Bild aufnehmbar ist, und mit einem Informations-Projektionssystem, wobei der Abtast- und Projektionsstrahl mittels einer Steuereinrichtung entsprechend einem vorbestimmten Bewegungsmuster steuerbar ist, gekennzeichnet durch eine Einrichtung, die den Projektionsvorgang bei laufendem Abtastvorgang erlaubt.
4. Vorrichtung nach Anspruch 3 zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines seriell arbeitenden Scan- und Projektionssystems mit vorbestimmtem Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahl (846) des projizierten Lichts dem Strahl (843) des aufgenommenen Lichts nacheilt.
5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der minimale zeitliche Versatz zwischen Aufnahme und Projektion eines Bildpunkts im wesentlichen der Verarbeitungszeit des zuvor aufgenommenen Bildsignals entspricht.

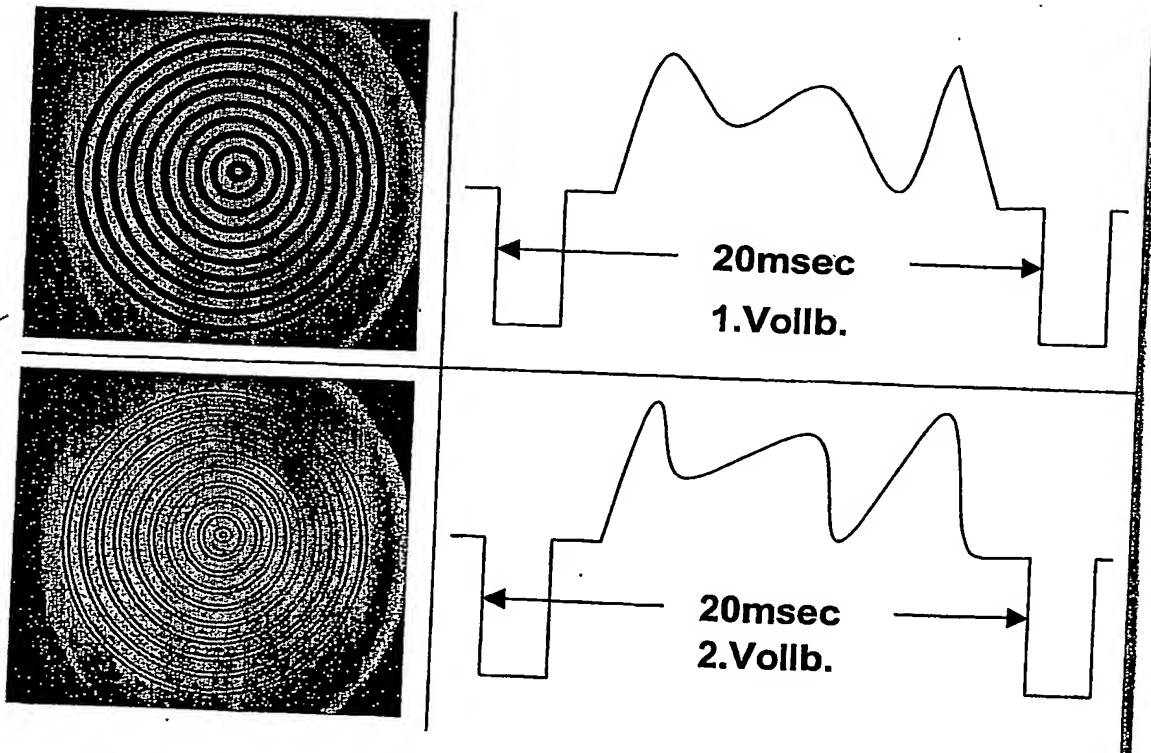
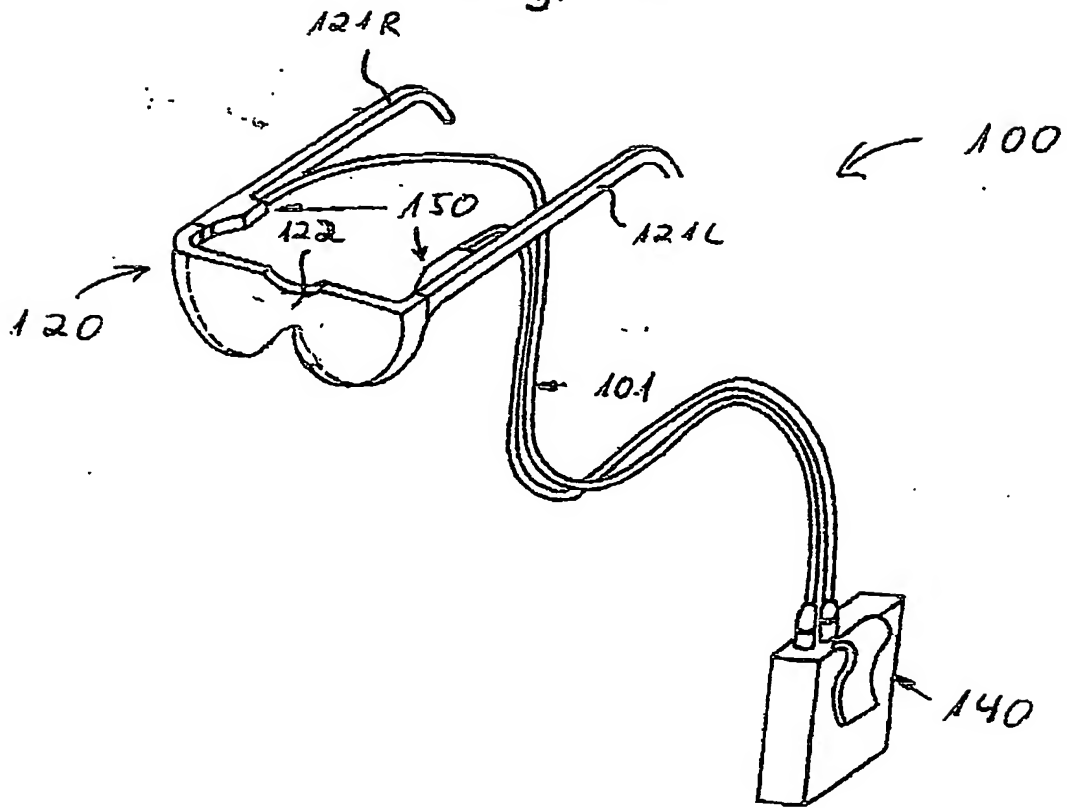
6. Vorrichtung nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Scan- und das Projektionssystem einen gemeinsamen oder unterschiedlichen Strahlengang haben.
- 5
7. Vorrichtung nach Anspruch 3 zur Überspielung von optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter Verwendung eines seriell arbeitenden Scan- und Projektionssystems mit vorbestimmtem Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls, dadurch
- 10 gekennzeichnet, daß die Bewegungsmuster (1502a, 1502b) des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander versetzt sind.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Bewegungsmuster des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander
- 15 um einen vorbestimmten kleinen Winkel versetzt sind.
9. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Bewegungsmuster des Abtast- und des Projektionsstrahls zueinander um einen vorbestimmten kleinen Abstand (11VA) radial versetzt
- 20 sind.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Scan- und das Abtastsystem getrennte Strahlengänge haben.
- 25
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Scansystem ein Bild der Netzhaut, vorzugsweise einen Netzhautreflex abtastet.
- 30 12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Scansystem das auf die Netzhaut einfallende Bild an einer der Netzhaut vorgeschalteten Stelle (929) des optischen Systems abtastet.

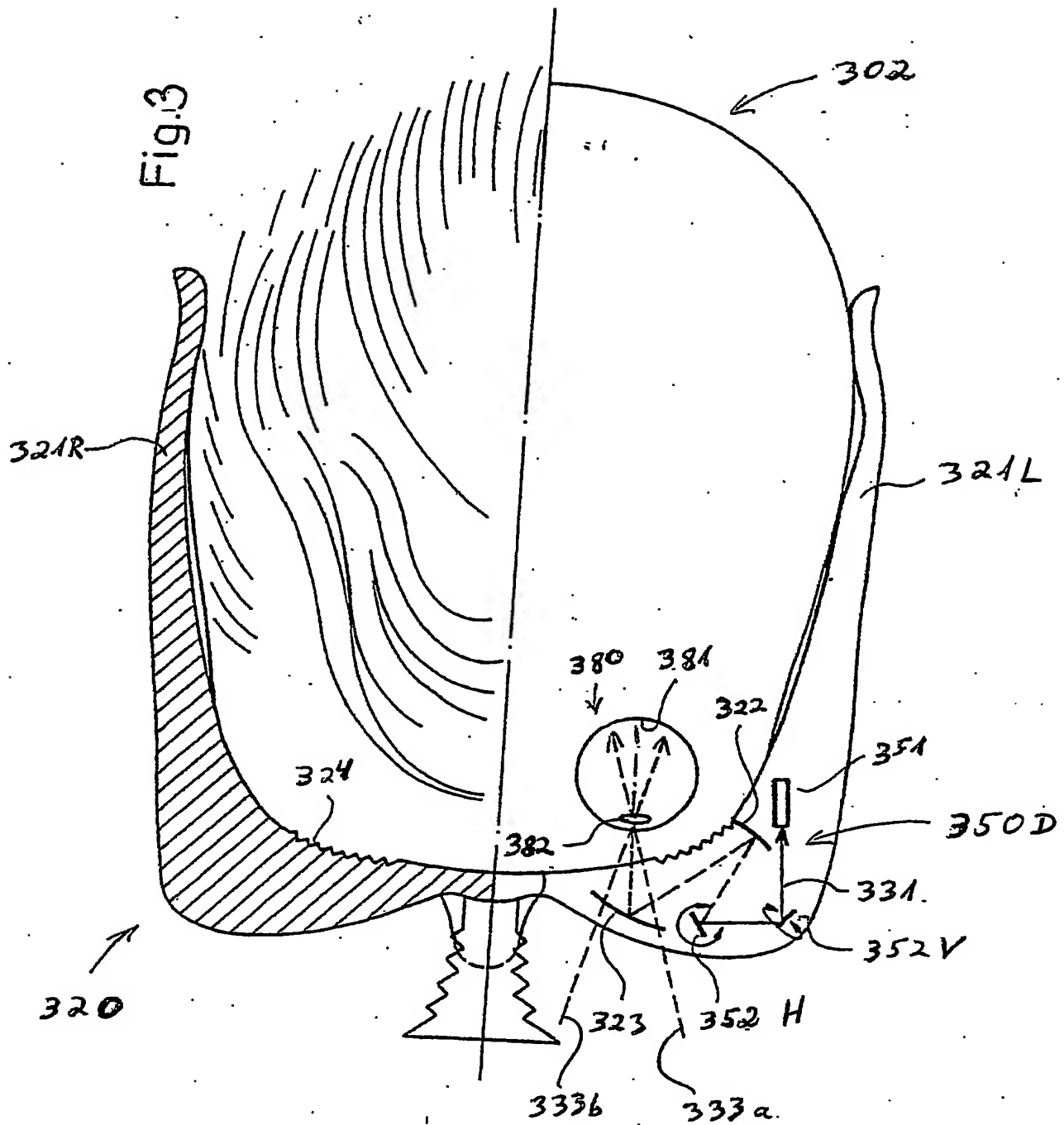
13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß das Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls einer Spirale entspricht.
- 5 14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß das Bewegungsmuster des Abtast- und Projektionsstrahls einem Kreis- oder Ellipsenscan entspricht.
- 10 15. Vorrichtung nach Anspruch 13 oder 14, gekennzeichnet durch eine konstante Abtastgeschwindigkeit.
- 15 16. Vorrichtung nach Anspruch 13 oder 14, gekennzeichnet durch eine konstante Winkelgeschwindigkeit des Abtast- und Projektionsstrahls.
- 20 17. Vorrichtung nach Anspruch 13 oder 14, gekennzeichnet durch eine an die Dichte der Rezeptoren im menschlichen Auge angepasste Geschwindigkeit, so dass die pro Zeiteinheit von den Projektionsstrahlen überstrichenen Rezeptoren im wesentlichen konstant ist.

Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Überspielung von
5 optischer Information auf die menschliche Netzhaut unter
Verwendung eines vorzugsweise seriell arbeitenden, ein auf die
Netzhaut einfallendes Bild aufnehmenden Scansystems und eines
Informations-Projektionssystems, wobei der Abtast- und
Projektionsstrahl ein vorbestimmtes Bewegungsmuster aufweist und
10 wobei die Information vorzugsweise von den Signalen des Scansystems
abhängt, wobei der Projektionsvorgang bei laufendem Abtastvorgang
erfolgt.

Fig. 1





30 - Strahl

31 - vom Auge refl. Strahl

32 - ins Auge proj. Strahl

33 - Strahl aus dem Sehfeld

Fig. 4

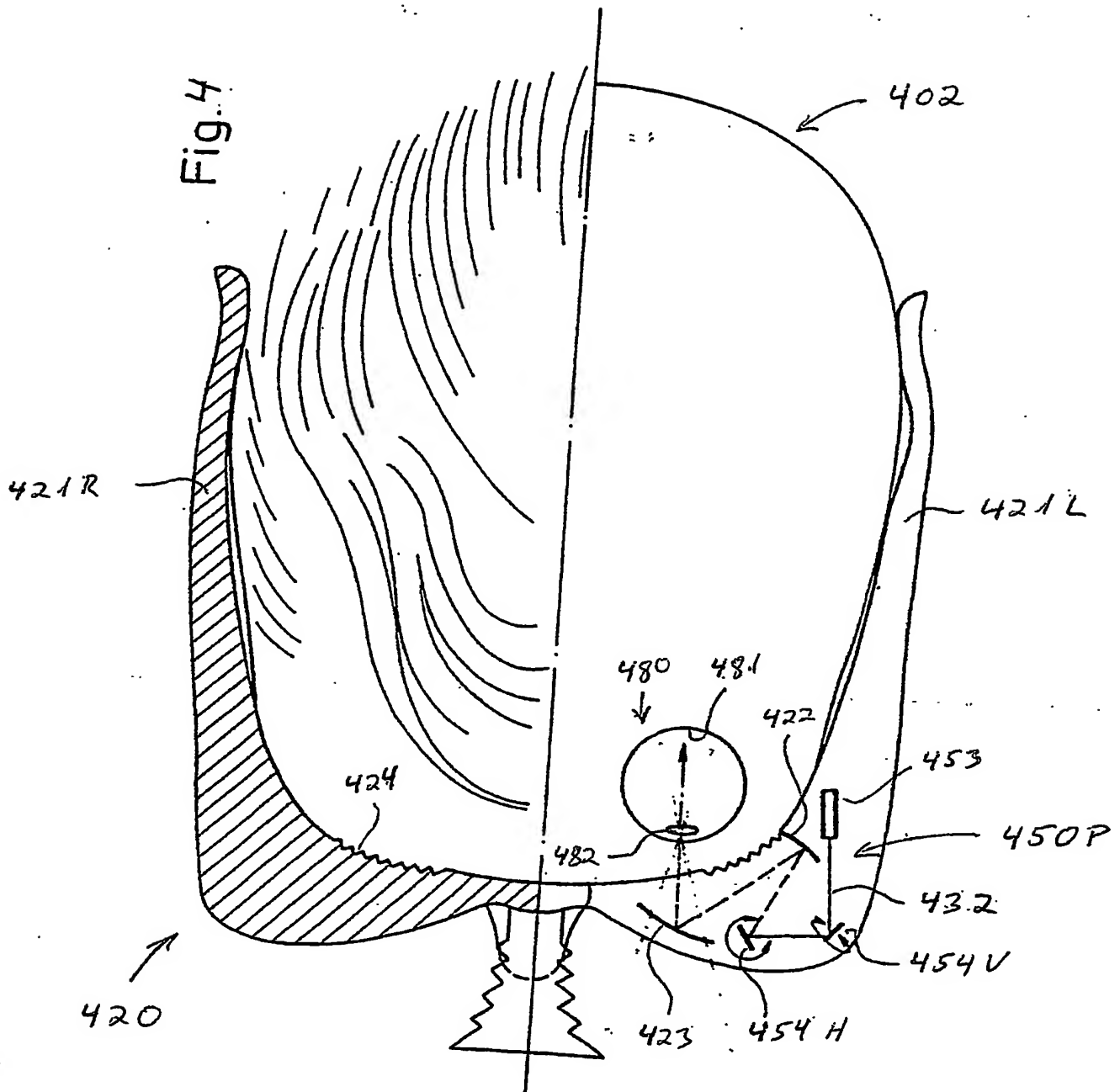


Fig. 5A

4113

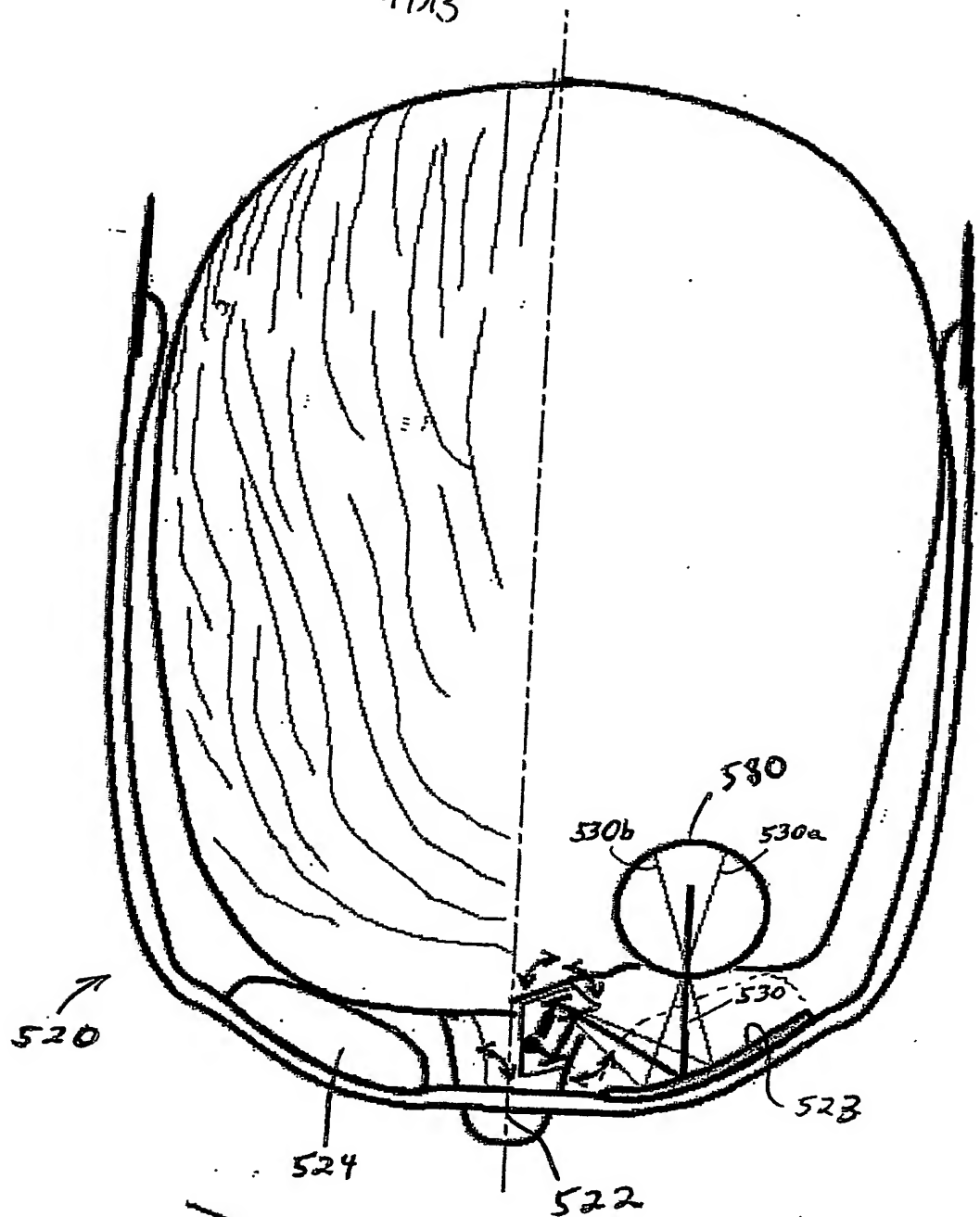


Fig. 5B

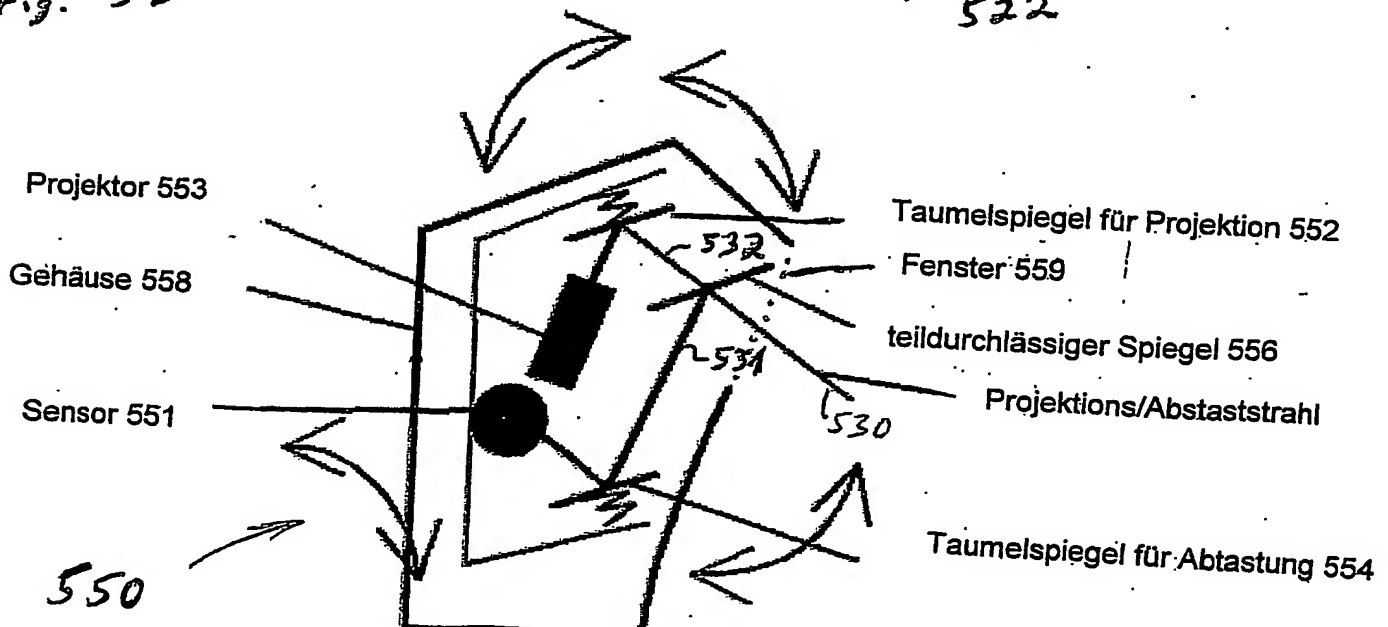


Fig. 6A

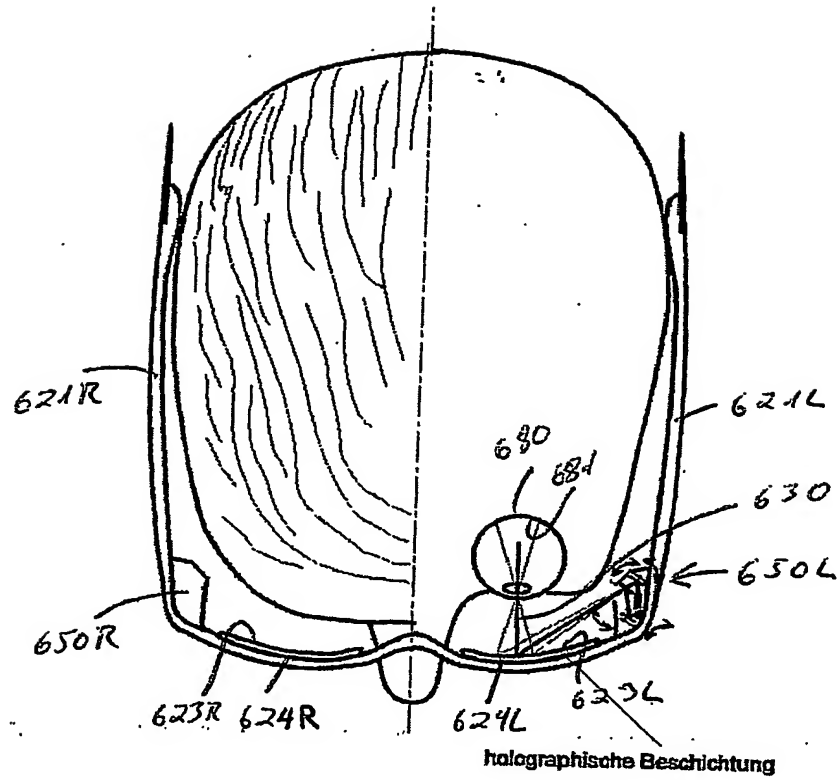


Fig. 6B

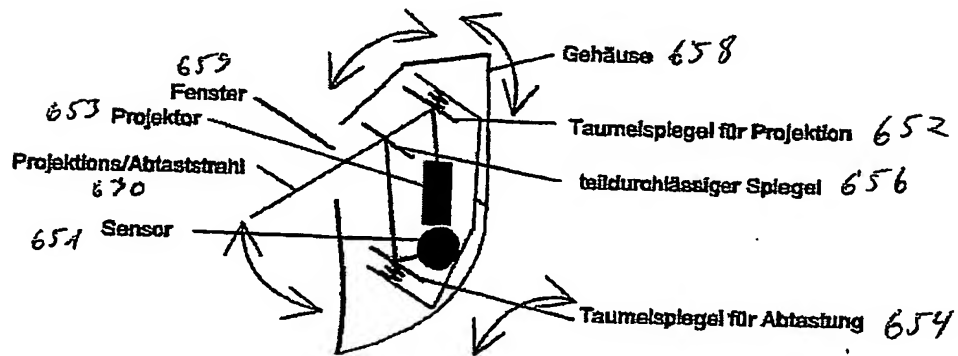


Fig. 7A

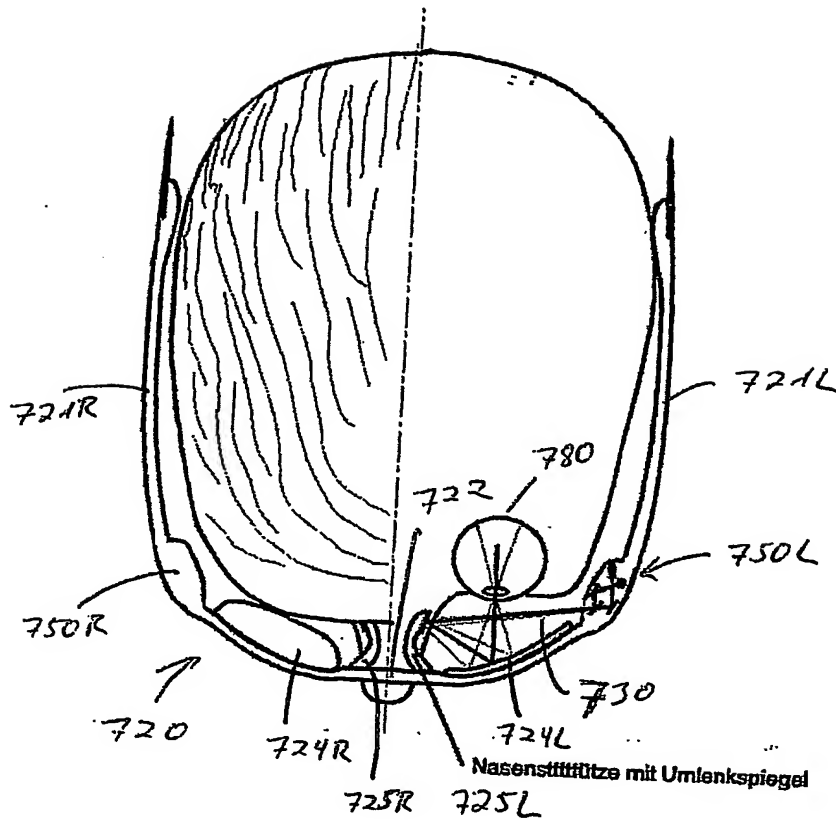


Fig. 7B

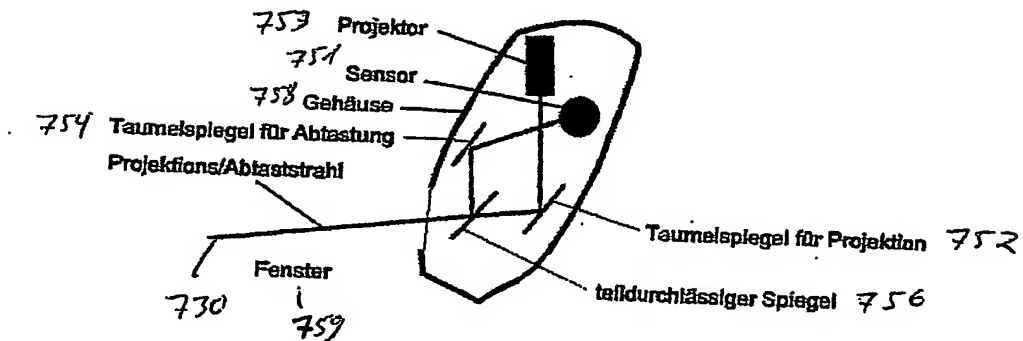


FIG. 8

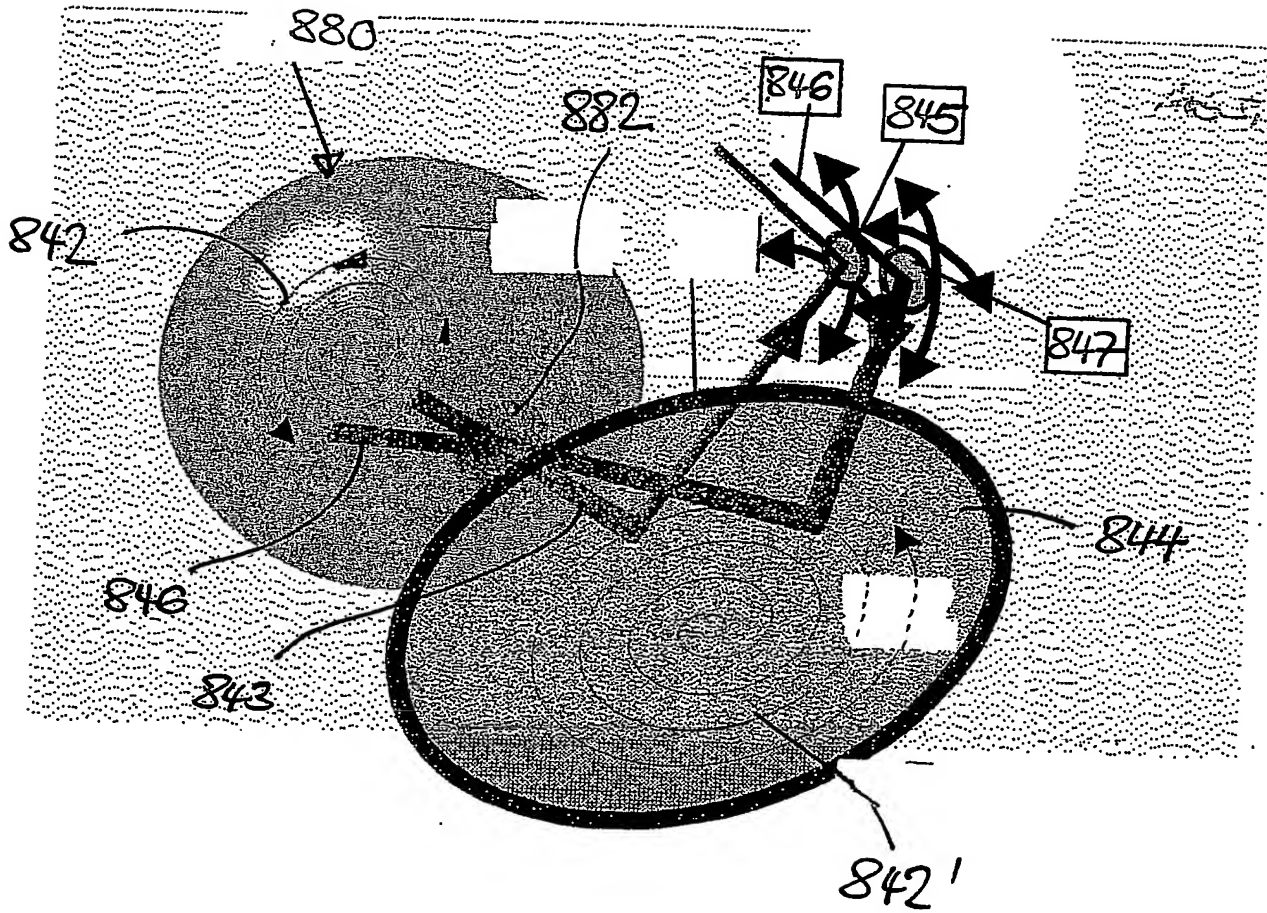


FIG. 9A

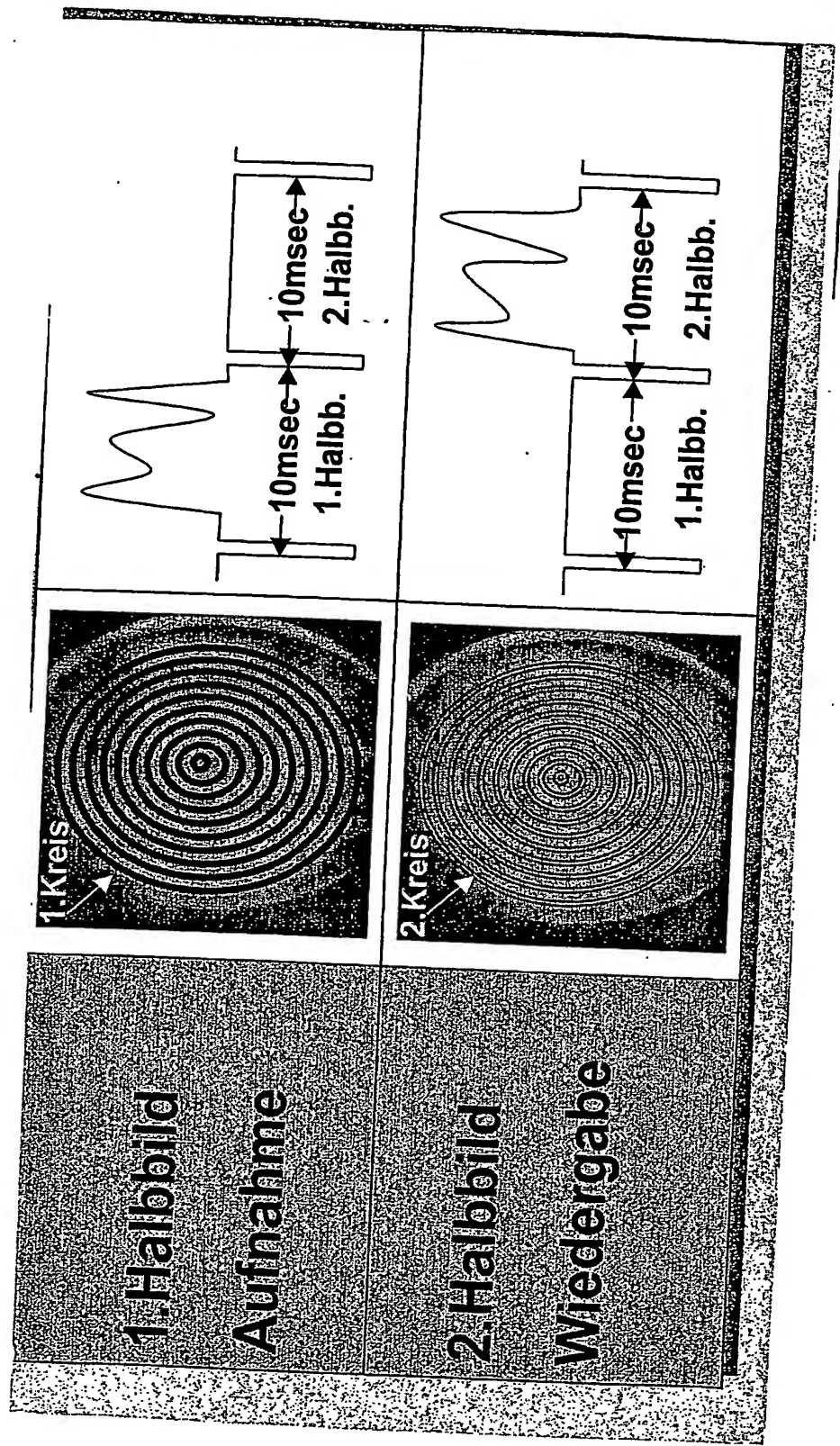


FIG. 9B

9/13

FIG. 10A

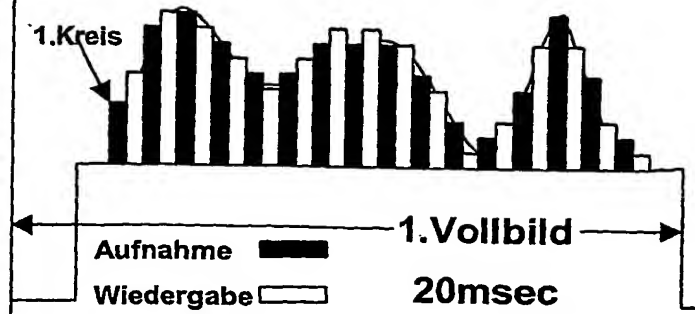
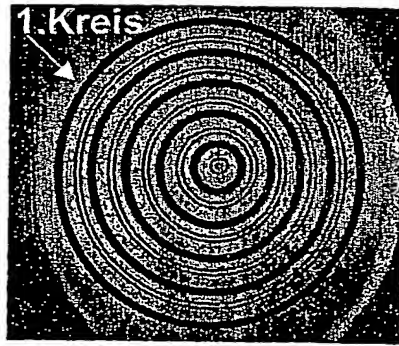


FIG. 10B

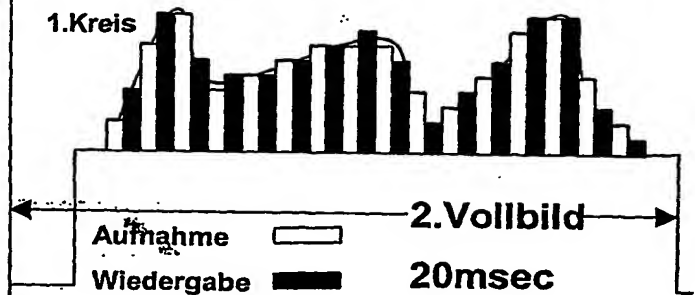
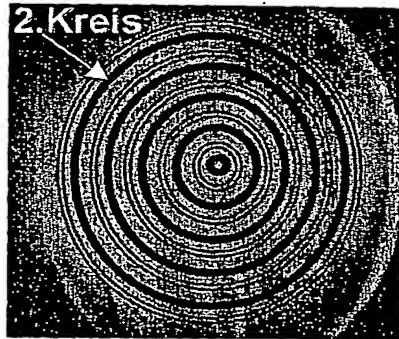


FIG. 11A

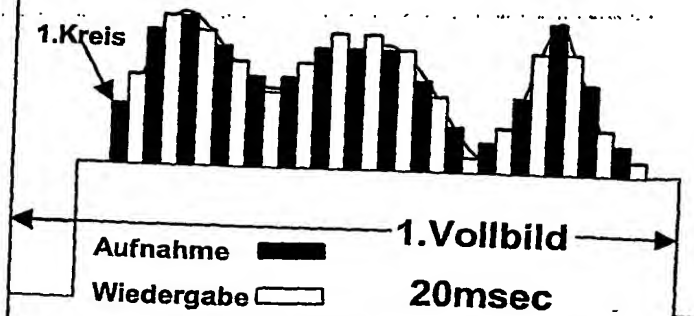
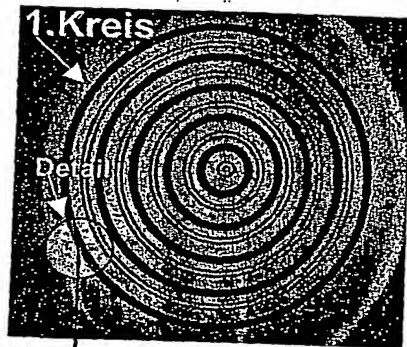
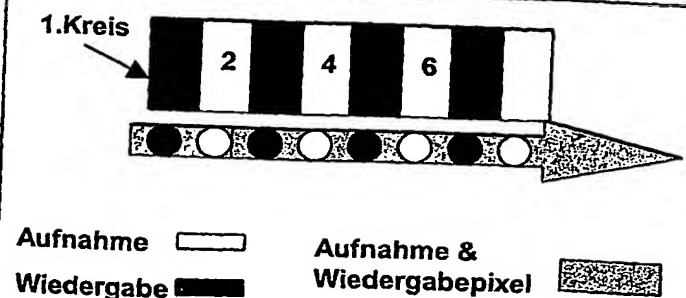
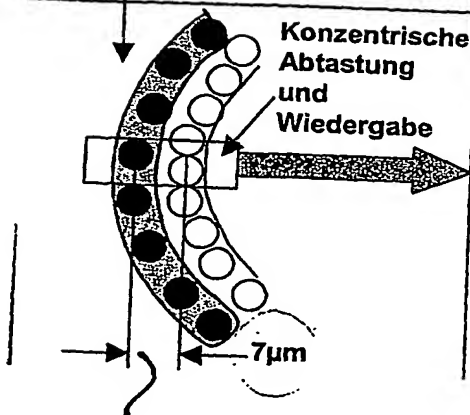


FIG. 11B



11/14

FIG. 12A

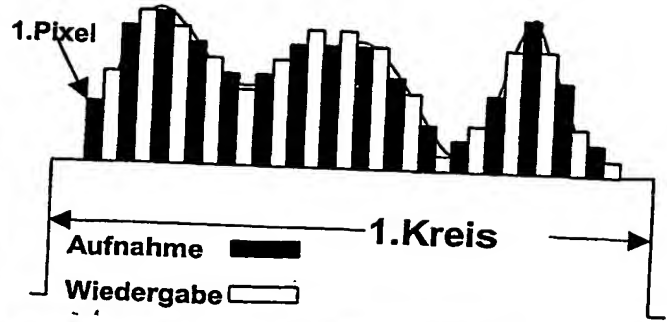
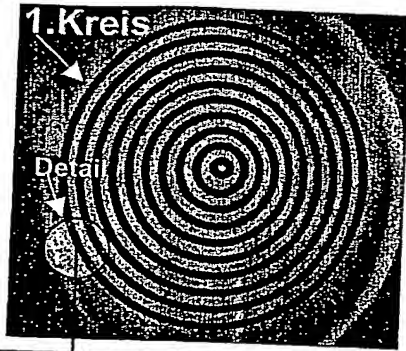


FIG. 12B

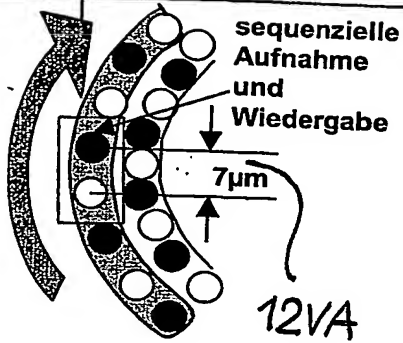


FIG. 13A

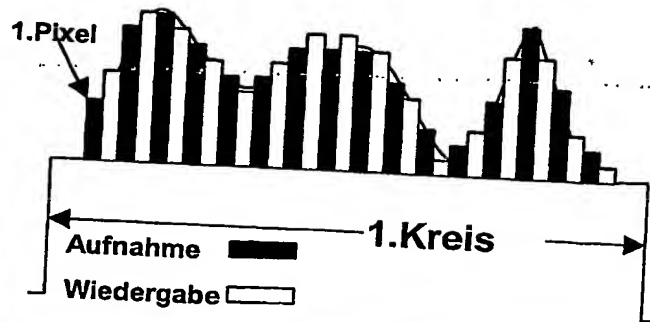
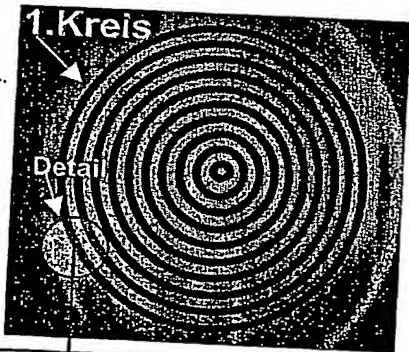
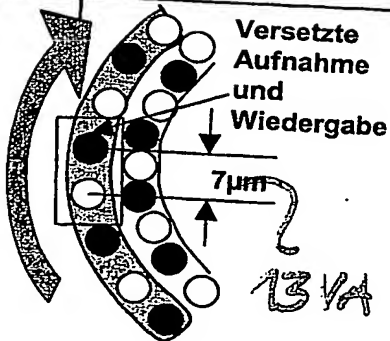


FIG. 13B



11/13

FIG. 14

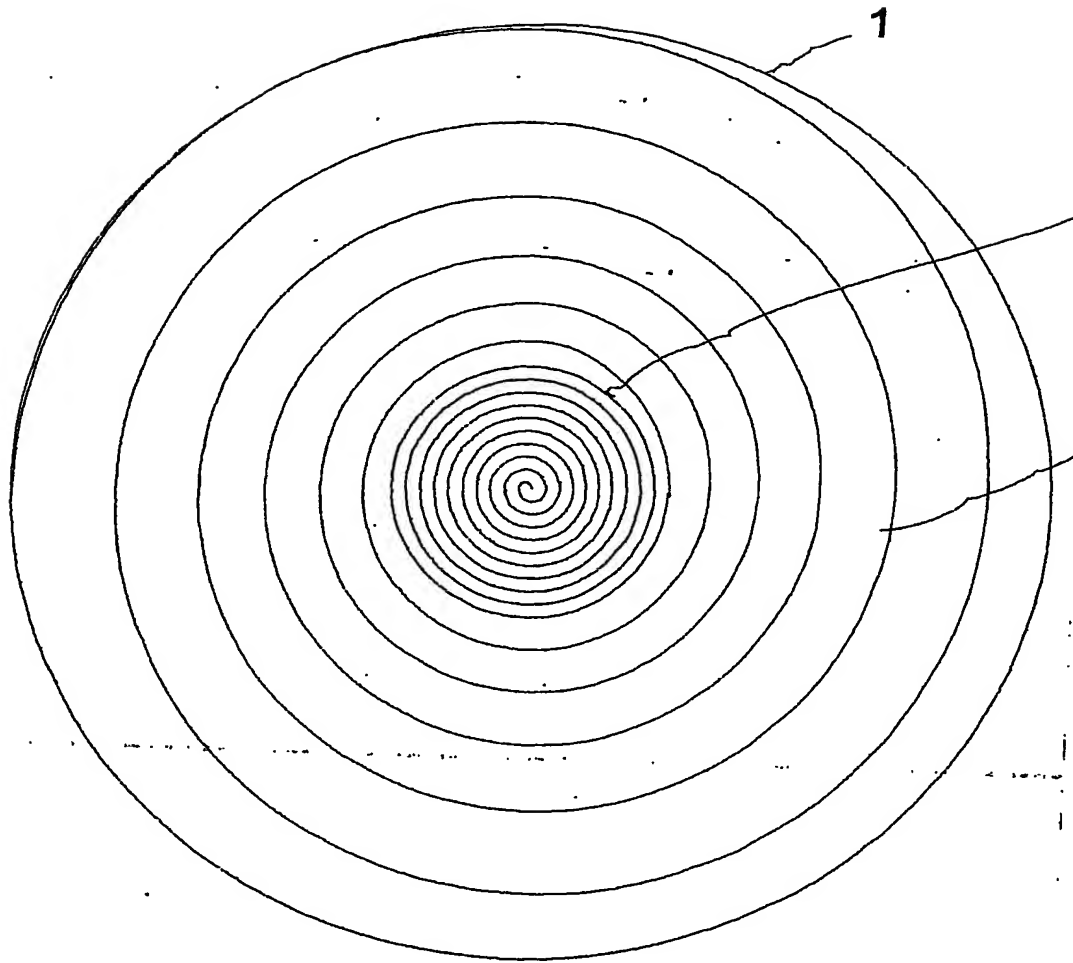


Fig. 15

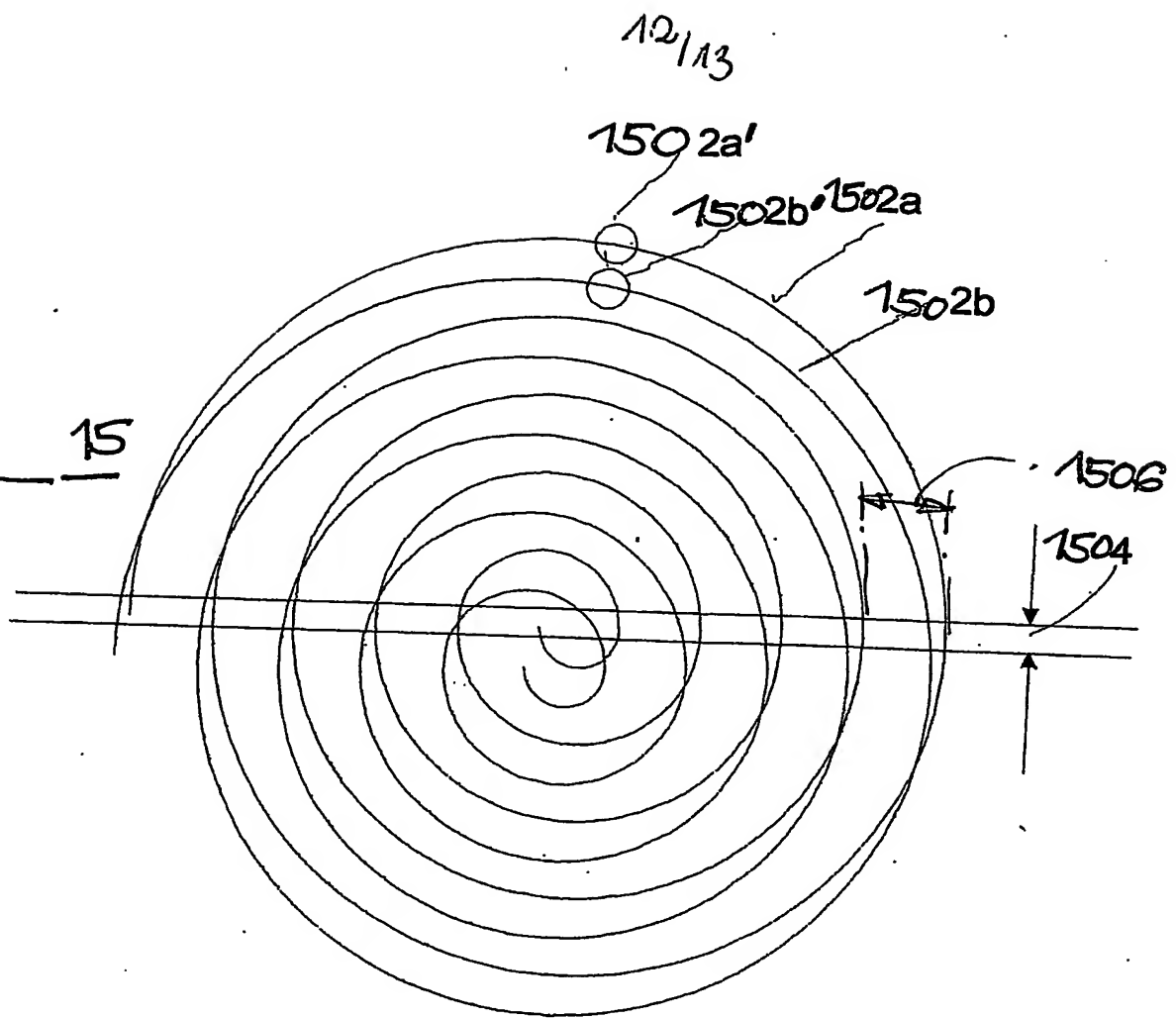


Fig. 16

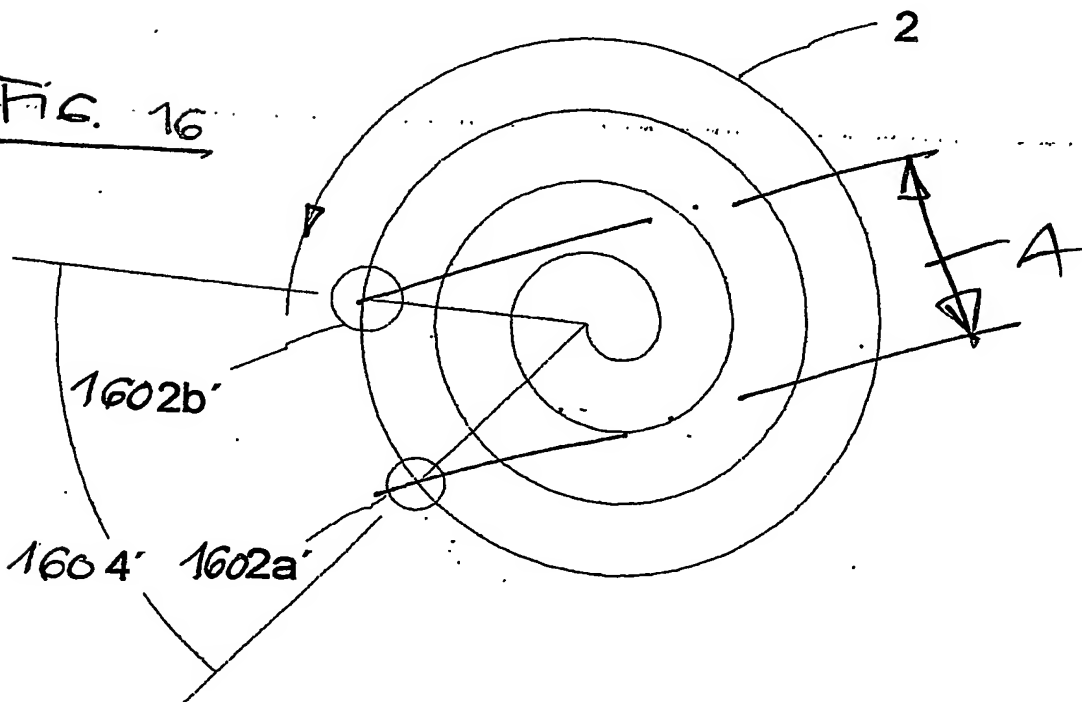
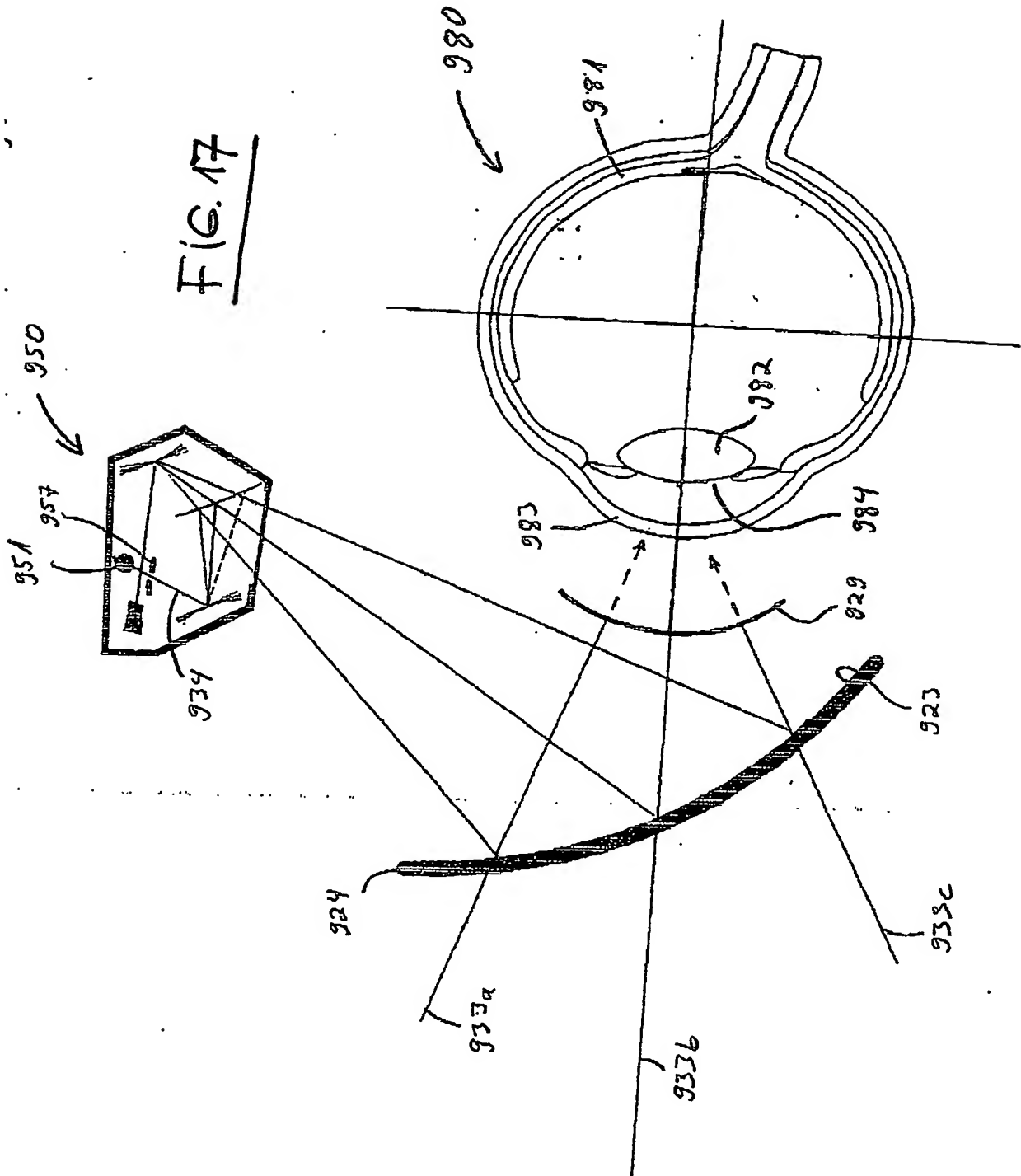


FIG. 17



This Page is inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLORED OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images
problems checked, please do not report the
problems to the IFW Image Problem Mailbox**